

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

A-scan ultrassônico aplicado na identificação da camada adiposa

Autor: Yan Watanabe Martins
Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF
2017



Yan Watanabe Martins

A-scan ultrassônico aplicado na identificação da camada adiposa

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF

2017

Yan Watanabe Martins

A-scan ultrassônico aplicado na identificação da camada adiposa/ Yan Watanabe Martins. – Brasília, DF, 2017-

87 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2017.

1. A-scan. 2. Medição de gordura. I. Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade.
II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. A-scan ultrassônico
aplicado na identificação da camada adiposa

CDU 02:141:005.6

Yan Watanabe Martins

A-scan ultrassônico aplicado na identificação da camada adiposa

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 11 de dezembro de 2017 – Data da aprovação do trabalho:

**Prof. Dr. Marcelino Monteiro de
Andrade**
Orientador

Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso
Convidado 1

Prof. Dr. Daniel Muñoz Arboleda
Convidado 2

Brasília, DF
2017

Agradecimentos

Agradeço a minha família, que sempre me apoiou e deu toda a base necessária para que eu pudesse completar a graduação. Desta forma, gostaria de agradecer à minha mãe Mônica Keiko Watanabe e a minha vó Mieko Watanabe.

Também gostaria de agradecer ao meu professor Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade por todo suporte, amizade e compartilhamento do conhecimento. O agradecimento se estende aos professores Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes, Prof. Dr. Leonardo Aguayo (que é um ótimo jogador de basquetebol) e Prof. Dr. Daniel Munõz Arboleda. Todos esses, entre outros, se tornaram modelos de pessoas e profissionais os quais tentarei seguir ao longo da minha jornada como engenheiro.

Agradeço também à empresa INBD - *Embedded Intelligence* por todo suporte durante o estágio e por fornecer a infraestrutura necessária para a execução desse trabalho.

Finalmente, gostaria de agradecer aos meus amigos, que foram pessoas essenciais e que sempre pude confiar ao longo da minha caminhada. Sendo assim, gostaria de agradecer aos meus colegas de quarto no Gama; às amizades recentemente formadas no intercâmbio, e ao melhor grupo de amigos que alguém poderia ter: os *uatamigos*.

Resumo

A obesidade vem se tornando um problema cada vez mais sério devido ao fato de ser a precursora de diversos outros problemas de saúde. Além disso, vale destacar a estigmatização social causada aos indivíduos que sofrem com tal doença, uma vez que são frequentemente discriminados devido à aparência física. Apesar de a obesidade ser uma doença séria, deve-se notar que é um problema evitável, quando tomadas as devidas ações. Dessa maneira, um dispositivo que seja capaz de medir a espessura da camada adiposa em determinados pontos do corpo se mostra útil. O monitoramento contínuo da composição do corpo pode auxiliar na prescrição de dietas personalizadas e na determinação da eficiência de certos exercícios físicos para o paciente. Dessa forma, este trabalho aborda a pesquisa de referencial teórico, que permite a identificação dos parâmetros e variáveis relacionados à implementação do protótipo de uma solução portátil capaz de determinar, via ultrassom em Modo *A* (Amplitude), a espessura da camada adiposa. Além disso, são descritas as etapas percorridas durante o desenvolvimento do protótipo de bancada utilizado para validação. Os ensaios iniciais realizados em um bloco de teste concebido em acrílico mostraram a reprodutibilidade e relativa precisão da técnica, uma vez que obtiveram-se desvio padrão (σ) $0,04 < \sigma \text{ (mm)} < 0,13$ e Erro Quadrático Médio (EQM) $0,08 < EQM \text{ (mm)} < 1,43$. Com respeito aos testes executados em voluntários, observou-se uma forte concordância (utilizando a análise do gráfico de Bland-Altman) entre as medidas realizadas utilizando aparelhos convencionais (*GE Logiq 100 Pro* e adipômetro) e as medidas realizadas utilizando o protótipo desenvolvido. Dessa maneira, tendo em vista os resultados obtidos, a relevância e o potencial comercial do projeto, justifica-se a execução do mesmo. Além disso, este trabalho aborda conceitos e técnicas que podem servir como ponto de partida para futuros trabalhos envolvendo outras aplicações do ultrassom como controle de qualidade de alimentos e seleção de suínos reprodutores em granjas comerciais a partir da identificação da espessura do toucinho.

Palavras-chave: A-scan. Medição de gordura. Ultrassom.

Abstract

Increasingly, obesity is turning itself into a serious issue because it is the precursor of several health problems. Moreover, obese people suffer from social stigmatization, which is due to the physical appearance. Although obesity is a serious disease, it must be noticed that it is an avoidable problem, when the appropriate decisions are made. Thus, a device capable of measuring fat layer thickness at certain body sites is useful. The continuous monitoring of human body composition can help on the prescription of personalized diet and exercise to the patient. Hence, this document presents the bibliographic study of the main concepts that allow the identification of the variables and parameters related to the prototype implementation of a portable solution capable of measuring fat layer thickness via A-scan (or A-mode) ultrasound. In addition, all the steps regarding the development of the prototype will be described. Reasonable reproducibility and precision were noticed while performing the initial tests, which were carried out using a perforated acrylic block, since a standard deviation (σ) of $0.04 < s \text{ (mm)} < 0.13$ and a Mean Squared Error (MSE) of $0.08 < \text{MSE (mm)} < 1.43$ were obtained in those tests. Finally, when testing the prototype with volunteers, it was noticed a strong concordance (using Bland-Altman analysis) between the measurements realized using conventional equipment (*GE Logiq 100 Pro* and adipometer) and the ones realized using the developed prototype.

Key-words: A-scan. Body fat. Fitness. Thickness.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Modos de oscilação de ondas ultrassônicas (modificado). a) Modo de oscilação longitudinal: partículas oscilam na mesma direção de propagação da onda. b) Partículas em repouso. c) Modo de oscilação transversal: partículas oscilam na direção transversal (perpendicular) à direção de propagação da onda.	27
Figura 2 – Conceito de impedância acústica representado de forma análoga à Lei de Ohm (circuitos elétricos).	28
Figura 3 – Quando a incidência sobre a interface é perpendicular, uma fração da onda é refletida para o transdutor e o restante é transmitido para o interior do tecido.	29
Figura 4 – Fenômenos da refração. As setas amarelas correspondem às ondas incidentes, as roxas correspondem às ondas transmitidas e as azuis correspondem às refletidas.	30
Figura 5 – Exemplo simplificado da interação do ultrassom com tecidos humanos. O sinal em vermelho corresponde ao eco processado e cada pico indica a detecção de uma interface diferente.	32
Figura 6 – a) Esquemático apresentando as três principais camadas de um transdutor de ultrassom para aplicações médicas. b) Representação mais realística de um transdutor de um único elemento (utilizado para o A-scan).	33
Figura 7 – A função da camada de casamento de impedância acústica de espessura L_2 é fazer com que $I_1 \approx I_3$, onde I_1 é a intensidade da onda ultrassônica produzida pelo elemento piezoelétrico e I_3 é a intensidade transferida ao tecido biológico.	35
Figura 8 – a) Baixa atenuação implica em um pulso ultrassônico largo b) Alta atenuação implica em um pulso curto (ideal para aumentar a resolução axial).	36
Figura 9 – Esquemático de um pulso ultrassônico sendo transmitido para um meio com diversas camadas - as setas indicam reflexão (\leftarrow) ou transmissão (\rightarrow).	37
Figura 10 – Comparativo entre os modos A, B e M. A linha azul (A-mode) representa as amplitudes dos ecos (picos) durante um período de pulso-eco. Os pontos de variadas intensidades (B-mode) representam a codificação das amplitudes dos ecos em brilho. O sinal M-mode é criado a partir do A-mode e do B-mode através do deslocamento horizontal (no tempo) dos pontos do B-mode, mantendo o transdutor estacionário.	38

Figura 11 – Exemplo de um gráfico de Bland-Altman, contendo viés e os limites superior e inferior de concordância ($\bar{d} \pm 2s_d$) (Modificado)	41
Figura 12 – À esquerda: gráfico de dispersão, utilizado para complementar a análise de Bland-Altman. À direita: gráfico de Bland-Altman, contendo viés e os limites superior (LSC) e inferior de concordância (LIC) (Modificado)	41
Figura 13 – Esquemático utilizado para os testes iniciais em acrílico.	43
Figura 14 – Esquemático para os testes em humanos voluntários.	43
Figura 15 – a) Equipamento de ultrassom GE Logiq 100 PRO. b) Sonda ultrassônica de <i>array</i> linear de 5 MHz GE L76 (sonda que foi utilizada acoplada ao aparelho Logiq 100 PRO em todos os testes realizados em voluntários).	45
Figura 16 – a) Transdutores ultrassônicos similares ao que foi adquirido, produzidos pela <i>Hurricane</i> . b) Kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1.	46
Figura 17 – Forma de onda típica de um pulso de excitação de 5 MHz para um transdutor piezoelétrico (os níveis de tensão positivo e negativo em azul são aplicados aos bornes de conector tipo parafuso e o período em verde corresponde à fase de recepção dos ecos). As amplitudes apresentadas são meramente ilustrativas uma vez que, o fabricante especifica o limite da tensão para $\pm 90V$	47
Figura 18 – a) Esquema de perfuração do bloco. b) Visualização em três dimensões (Os riscos na face superior representam o local de posicionamento do transdutor durante os testes).	49
Figura 19 – a) Bloco de testes sem perfurações. b) Bloco de testes concebido em acrílico com perfurações.	49
Figura 20 – Diagrama de blocos representando a típica arquitetura de <i>hardware</i> para recepção do ecos.	50
Figura 21 – Descrição do sistema que foi utilizado nos testes em humanos representada na forma de diagrama de blocos.	51
Figura 22 – Primeiros blocos: Amplificador inversor, Filtro Passa-Bandas e Retificador de meia onda com detecção de envoltória.	51
Figura 23 – Restante dos blocos, que são cascadeados com os da figura anterior: Filtro Passa-Baixas e Comparador.	52
Figura 24 – Circuito passa-bandas de Delyiannis-Friend.	53
Figura 25 – Formas normalizadas do circuito passa-bandas de Delyiannis-Friend. a) R_1 fixo em 1. b) Forma equivalente, que fornece mais liberdade para ajustar a resistência equivalente R_1	54
Figura 26 – a) Filtro passa-bandas normalizado b) Circuito Final	55
Figura 27 – Resposta em frequência do filtro passa-bandas de Delyiannis-Friend - plotada com o <i>software</i> MATLAB.	55
Figura 28 – Funcionamento do circuito nos semiciclos a) Positivo e b) Negativo	56

Figura 29 – Topologia Sallen-Key do Filtro passa-baixas utilizado.	57
Figura 30 – Comparador com <i>threshold</i> variável através do potenciômetro <i>RV1</i> . . .	58
Figura 31 – Execução do ensaio utilizando o bloco de acrílico.	59
Figura 32 – Formato dos pulsos de excitação aplicados ao transdutor: a) Um pico positivo. b) Dois picos positivos. As amplitudes apresentadas são meramente ilustrativas uma vez que, o fabricante especifica o limite da tensão para $\pm 90V$	59
Figura 33 – c) Três picos positivos. As amplitudes apresentadas são meramente ilustrativas uma vez que, o fabricante especifica o limite da tensão para $\pm 90V$	60
Figura 34 – Pontos anatômicos alvos (modificado): a) Bíceps. b) Tríceps. c) Cintura.	60
Figura 35 – Continuação dos pontos anatômicos (modificado): a) Coxa. b) Panturrilha.	61
Figura 36 – FFT do sinal (eco ultrassônico). Observa-se que a frequência de ressonância do transdutor está em 5MHz e o sinal tem uma banda de aproximadamente 4MHz.	63
Figura 37 – Típico pulso de excitação de $\pm 12V$ aplicado ao transdutor durante os testes realizado em bloco concebido em acrílico.	64
Figura 38 – Eco referente à uma das medidas realizadas (25mm).	64
Figura 39 – Gráfico obtido com a função <i>boxplot()</i> do MATLAB, que permite uma visualização estatística dos dados coletados. P1, P2 e P3 representam os 3 pulsos ultrassônicos representados nas Figs. 32a, 32b e 33, respectivamente. Tais pulsos foram aplicados aos furos cujas distâncias em relação à posição do transdutor são: 8,5 mm, 16,4 mm e 25 mm.	67
Figura 40 – Erro quadrático entre a medição com paquímetro e a medição com ultrassom.	68
Figura 41 – Protótipo final do circuito de processamento dos ecos - os potenciômetros foram inseridos a fim de fornecer liberdade de configuração.	68
Figura 42 – Teste realizado na panturrilha do Indivíduo 4 utilizando o protótipo do <i>scanner</i> ultrassônico.	69
Figura 43 – Teste realizado na panturrilha do Indivíduo 4 utilizando o GE Logiq 100 PRO.	69
Figura 44 – Indivíduo 1: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.	71
Figura 45 – Indivíduo 2: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.	71
Figura 46 – Indivíduo 3: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo.	72
Figura 47 – Indivíduo 4: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.	72

Figura 48 – Indivíduo 5: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Pro- tótipo.	73
Figura 49 – Indivíduo 6: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Pro- tótipo.	73
Figura 50 – Proposta de arquitetura final para o <i>scanner</i> ultrassônico.	75

Lista de tabelas

Tabela 1	– Coeficientes R_p e R_i para diversas interfaces.	30
Tabela 2	– Valores típicos de α_0 para diversos tecidos/substâncias.	31
Tabela 3	– Densidade, velocidade de propagação do som e impedância acústica em diversos tecidos humanos.	32
Tabela 4	– Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 32a. . .	65
Tabela 5	– Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 32b. . .	65
Tabela 6	– Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 33. . . .	66
Tabela 7	– Resultados das medidas realizadas em voluntários - dados em milímetros (mm)	70

Lista de abreviaturas e siglas

ADP	Pletismografia por Deslocamento de Ar
CEUA	Comissão de Ética no Uso Animal
CI	Circuito Integrado
DEXA	Absorciometria Radiográfica de Dupla Energia
EQM	Erro Quadrático Médio
HIFU	High Intensity Focused Ultrasound
MATLAB	Matrix Laboratory
MSE	Mean Squared Error
PC	Computador Pessoal
PCB	Printed Circuit Board
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo
USD	Dólares Americanos
TCC	Trabalho de Conclusão de Curso

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Objetivos	22
1.1.1	Objetivo geral	22
1.1.2	Objetivos específicos	22
1.2	Motivação	22
1.3	Organização do trabalho	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	Histórico do Ultrassom	25
2.1.1	O morcego de Spallanzani, fenômeno piezoelétrico e o ultrassom	25
2.1.2	Ultrassom médico	26
2.2	O ultrassom	26
2.2.1	Interações ultrassônicas com tecidos biológicos	28
2.2.1.1	Reflexão e Transmissão	28
2.2.1.2	Refração	29
2.2.1.3	Atenuação	30
2.2.2	Transdutores ultrassônicos para aplicações biomédicas	33
2.2.3	Técnica pulso-eco	36
2.2.4	Tipos de ultrassom	37
2.2.4.1	A-mode ou A-scan (Amplitude)	37
2.2.4.2	B-mode (Brilho)	37
2.2.4.3	M-mode (Movimento)	38
2.2.5	O ultrassom como uma ferramenta de acesso à espessura da camada adiposa	39
2.3	Comparação entre métodos de acesso à espessura da camada adiposa - Análise gráfica de <i>Bland-Altman</i>	40
3	DESENVOLVIMENTO E ENSAIOS	43
3.1	Materiais	44
3.2	Métodos	48
3.2.1	Arquitetura do sistema <i>A-Scan</i> ultrassônico para identificação da camada adiposa	50
3.2.1.1	Amplificador inversor	52
3.2.1.2	Filtro passa-bandas de Delyiannis-Friend	52
3.2.1.3	Retificador de meia onda com detecção de envoltória	55
3.2.1.4	Filtro passa-baixas Sallen-Key de segunda ordem	56
3.2.1.5	Circuito comparador	58

3.2.2	Protocolo Experimental (Bloco de Acrílico)	58
3.2.3	Protocolo Experimental (Voluntários)	60
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
4.1	Resultados	63
4.1.1	Testes em bloco de acrílico	63
4.1.2	Testes em voluntários	68
4.2	Discussão	73
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
5.1	Trabalhos Futuros	77
	REFERÊNCIAS	79
	ANEXOS	83
	ANEXO A – CÓDIGO EM R PARA GERAR OS GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN	85

1 Introdução

Este trabalho tem como propósito o desenvolvimento de um protótipo capaz de identificar a espessura da camada adiposa via ultrassom. Dessa forma, o adipômetro digital em questão representa uma ferramenta importante no monitoramento da composição corporal de um ser humano, podendo contribuir para o tratamento da obesidade. Além disso, na suinocultura, a espessura da camada adiposa consiste em uma característica comercialmente importante. Sendo assim, verifica-se que há potencial de comercialização do dispositivo proposto.

Segundo [Kopelman \(2007\)](#), a obesidade vem se tornando um problema de saúde cada vez mais sério, devido ao fato de ser a precursora de diversas outras patologias (diabetes do tipo 2, hipertensão, problemas respiratórios, doenças no fígado e na vesícula biliar, etc). Além disso, vale destacar a estigmatização social causada aos indivíduos que sofrem com tal doença, uma vez que são frequentemente discriminados devido à aparência física ([MYERS; ROSEN, 1999](#)). Dessa maneira, dispositivos capazes de acessar informações acerca da gordura corporal são importantes para o monitoramento e controle desses pacientes.

Outra questão contemporânea, também relacionada à saúde humana, que merece atenção é a crescente preocupação com a boa forma do corpo. Além de contribuir para a elevação da auto-estima do indivíduo, a boa aparência (que está diretamente relacionada à prática de exercícios físicos e alimentação balanceada), contribui não somente para a saúde física, mas também para a saúde mental das pessoas ([FOX, 1999](#)). Dessa maneira, atualmente buscam-se avanços tecnológicos visando monitoramento da composição corporal a fim de auxiliar na obtenção do corpo ideal.

Além das questões relacionadas à saúde humana, é possível salientar um outro ramo, agora relacionado à população animal, em que dispositivos capazes de efetuar medições de espessura de camada adiposa têm impacto significativo: a pecuária (com foco na suinocultura). A espessura dorsal de toucinho é inversamente proporcional ao percentual de carne na carcaça. Ademais, a alta herdabilidade dessa característica biológica sinaliza que a seleção de reprodutores com baixa espessura de toucinho produzirão prole cuja carcaça é de melhor qualidade e, portanto, mais valiosa ([CRESTANA et al., 1996](#)).

Com relação às tecnologias similares existentes, é possível destacar dois principais produtos: *BodyMetrixTM* da *IntelaMetrix[®]* e o *medidor de espessura de toucinho em suínos vivos por ultrassom* desenvolvido pela *EMBRAPA-CNPDIA*. O primeiro é um produto voltado para academias e consultórios médicos, que é capaz de determinar a porcentagem de gordura corporal (%BF) por meio de cálculos utilizando a espessura da

camada adiposa aferida em diversos pontos do corpo. Apesar de ter apenas um elemento piezoelétrico, o *BodyMetrixTM* juntamente com o *software* que o acompanha também é capaz de gerar imagens (2D) através de um escaneamento mecânico do tecido alvo (INTELAMETRIX, 2017). Diferentemente do equipamento da *IntelaMetrix[®]* o medidor de espessura de toucinho da EMBRAPA não necessita de um *laptop* para o uso. Trata-se de uma solução embarcada, que exibe em um visor de cristal líquido a espessura do toucinho medida em milímetros (CRESTANA et al., 1996).

O desenvolvimento do protótipo iniciou com a elaboração do aparato experimental e a realização de ensaios em bloco de calibração feito com acrílico. Em seguida, desenvolveu-se um circuito eletrônico para processamento do sinal de ultrassom. Após realizados os devidos ajustes no circuito, iniciaram-se os testes em voluntários de diversos biotipos para validação da técnica. Por fim, foi realizada a análise estatística dos dados coletados, onde notou-se forte concordância quando comparado à métodos tradicionais (ultrassom em modo B (imagem) e adipômetro).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Tendo em vista os problemas relacionados à saúde humana, o objetivo é desenvolver um dispositivo capaz de medir, de forma não invasiva, a espessura da camada adiposa via ultrassom em modo Amplitude, (também chamado de *A-mode ultrasound* ou *A-scan ultrasound*).

1.1.2 Objetivos específicos

- Prototipar física e logicamente um aparato embarcável e funcional de A-scan ultrassônico.
- Projetar e implementar um circuito eletrônico para processamento analógico de sinais ultrassônicos a fim de extrair a espessura da camada adiposa;
- Realizar ensaios para avaliação da conformidade do aparato desenvolvido.
- Realizar testes estatísticos a fim de analisar a confiabilidade do protótipo.

1.2 Motivação

As motivações técnico-científicas para este trabalho podem ser descritas pelos itens abaixo:

- Escassa produção nacional de produtos portáteis que utilizam ultrassom.
- Potencial comercial do dispositivo.

Além disso, o conteúdo abordado neste documento pode servir como base para estudos futuros que podem explorar novos tratamentos para obesidade e métodos mais acessíveis e menos invasivos para análise da composição corporal. Ainda, é possível utilizar o conteúdo abordado para novas aplicações como por exemplo: ultrassom aplicado ao controle de qualidade de alimentos e medição de toucinho de suínos vivos.

1.3 Organização do trabalho

Com o intuito de facilitar o entendimento, este documento é dividido em 5 capítulos: Introdução; Fundamentação Teórica; Desenvolvimento e Ensaios; Resultados e Discussão; e Conclusão. O primeiro capítulo aborda os aspectos introdutórios do texto, onde é enaltecida a importância da medida da espessura da camada adiposa e, além disso, apresenta os objetivos, justificativa e organização do trabalho. Em seguida, são abordados o histórico do ultrassom, assim como fundamentos teóricos necessários para entendimento do projeto. Posteriormente, realiza-se a descrição dos materiais e métodos utilizados para alcançar os resultados obtidos. Por fim, são apresentados os resultados, a análise dos mesmos e a conclusão do trabalho.

Capítulo 1. Contextualiza acerca dos aspectos envolvendo a medida da camada adiposa e sua importância para saúde humana e para a pecuária, além disso, traz algumas tecnologias existentes que têm a mesma finalidade do protótipo desenvolvido neste trabalho: medição da espessura da camada adiposa.

Capítulo 2. Apresenta um breve histórico da tecnologia envolvendo o ultrassom, incluindo a aplicação biomédica. Além disso, discorre sobre os principais conceitos envolvendo imageamento com ultrassom e apresenta alguns resultados de pesquisas semelhantes, os quais concluem que o ultrassom é uma boa alternativa para obter medidas da gordura corporal.

Capítulo 3. Apresenta os materiais e métodos utilizados para os testes em acrílico bem como para os testes realizados em voluntários, além disso, descreve detalhadamente o desenvolvimento do protótipo do *scanner* ultrassônico para identificação da camada adiposa.

Capítulo 4. São apresentados os resultados e a devida análise estatística destes, com testes de normalidade de Shapiro-Wilk, análise dos gráficos de Bland-Altman e demais indicadores estatísticos (σ e EQM).

Capítulo 5. Expõe as considerações finais e aborda trabalhos futuros.

2 Fundamentação Teórica

Este capítulo aborda um breve histórico acerca do desenvolvimento da tecnologia envolvendo o ultrassom e, além disso, discorre sobre os conceitos necessários para o entendimento do projeto.

2.1 Histórico do Ultrassom

A combinação de conhecimentos de diversas áreas (física, medicina e engenharia) proporcionou avanços tecnológicos que viabilizaram o aperfeiçoamento de aparelhos de ultrassom, isto é, partiu-se de aparatos grandes e pesados, cuja qualidade do sinal era relativamente baixa para dispositivos portáteis, ergonômicos e precisos ([NEWMAN; ROZYCKI, 1998](#)).

2.1.1 O morcego de Spallanzani, fenômeno piezoelétrico e o ultrassom

O padre e fisiologista italiano Lazzaro Spallanzani (1729 - 1799) realizou diversos experimentos com morcegos vendados e observou que os mesmos somente colidiam com obstáculos quando suas bocas estavam fechadas, dessa forma, o morcego era incapaz de emitir os pulsos de ultrassom para se localizar na escuridão. Na década de 1790, entretanto, os experimentos de Spallanzani não obtiveram aceitação da comunidade científica e o “Problema do morcego de Spallanzani” permaneceu um mistério até 1938, quando Donald R. Griffin e Robert Galambos (estudantes de Harvard) utilizaram um detector sônico para identificar ondas ultrassônicas direcionais sendo emitidas de morcegos durante o voo ([KANE et al., 2004](#)).

A descoberta da piezoelectricidade é um fato importante no histórico do ultrassom, uma vez que o elemento gerador de ultrassom nos equipamentos atuais é o cristal piezoelétrico. Tal descoberta foi feita pelos irmãos Curie (Pierre e Jacques) durante a década de 1880, no laboratório de Jacques Curie. Eles identificaram o efeito piezoelétrico em diversos tipos de materiais (com características estruturais específicas), dentre eles estão: cloreto de sódio, quartz e topázio. Os irmãos Curie observaram que ao aplicar vibrações mecânicas em cristais com propriedades piezoelétricas, uma tensão elétrica surgia. De outra maneira, ao aplicar uma tensão elétrica ao cristal, geravam-se vibrações mecânicas ([MASON, 1981](#)).

Os submarinos e os navios foram os primeiros meios de transporte a utilizarem a tecnologia de ecolocalização (sistema similar ao utilizado pelos morcegos). As primeiras patentes de sonares (para detecção de obstáculos, inclusive *icebergs*) foram depositadas

após 1914, depois da tragédia envolvendo o *Titanic*. Além disso, as guerras mundiais influenciaram na aceleração do avanço da tecnologia envolvendo o ultrassom, uma vez que tornou-se necessário detectar a presença de embarcações inimigas e perceber a existência de falhas nas estruturas de aviões e navios (*flaw detection*) (NEWMAN; ROZYCKI, 1998).

2.1.2 Ultrassom médico

O neurologista Karl Dussik foi o pioneiro na utilização do ultrassom como uma ferramenta de diagnóstico médico em 1942, quando tentou localizar tumores e ventrículos cerebrais por meio da medida de transmissividade de ondas ultrassônicas através da cabeça humana. Outro personagem importante na história do ultrassom médico foi o Professor Ian Donald, de Glasgow. Com o auxílio da companhia de engenharia Kelvin Hughes Ltd., Ian utilizou um detector de falhas (*flaw detector*) para diferenciar cistos de massas abdominais sólidas, com isso, rebateu um diagnóstico, alterando de câncer terminal para cisto ovariano (KANE et al., 2004).

Atualmente existem diversas aplicações biomédicas para o ultrassom, dentre elas, destaca-se a obtenção de imagens em tempo real do corpo humano. A partir de um processamento dessas imagens, é possível extrair diversas informações: tamanhos e distâncias entre órgãos, caracterização de tecidos infectados, quantidade de pedras nos rins, etc. Além das imagens, outra aplicação que vem crescendo muito nos últimos tempos é o ultrassom terapêutico (utilizando a técnica HIFU - *High Intensity Focused Ultrasound*) aplicado principalmente na estética e na ablação de tumores para tratamento de câncer. Na área terapêutica, existe ainda a litotripsia, que utiliza rajadas de HIFU para desintegrar pedras nos rins, cujos restos são eliminados do corpo pelo trato urinário (AZHARI, 2010).

2.2 O ultrassom

De acordo com Szabo (2004) ondas de ultrassom são ondas oscilatórias de pressão, cuja frequência está acima de 20 kHz (limite superior da banda audível para seres humanos). Tendo em vista que as ondas ultrassônicas são vibrações mecânicas, as mesmas necessitam de uma fonte geradora e um meio (sólido, líquido ou gasoso) no qual possam se propagar. Existem dois modos de oscilação, que são exibidos na Fig. 1:

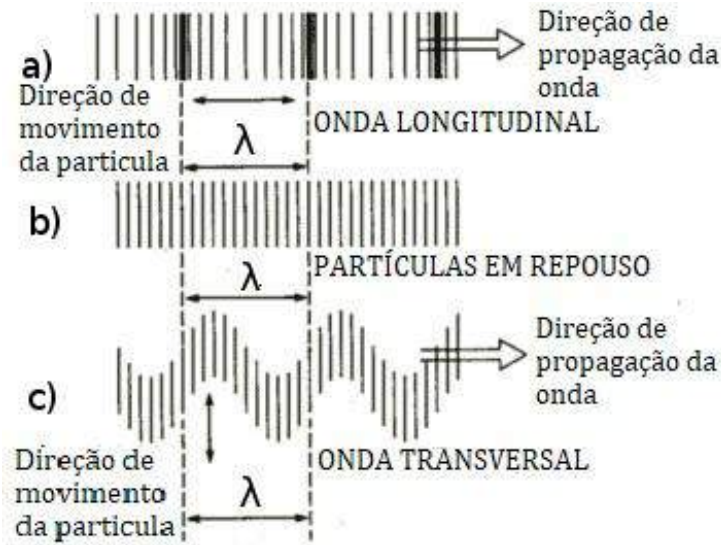


Figura 1 – Modos de oscilação de ondas ultrassônicas (modificado). a) Modo de oscilação longitudinal: partículas oscilam na mesma direção de propagação da onda. b) Partículas em repouso. c) Modo de oscilação transversal: partículas oscilam na direção transversal (perpendicular) à direção de propagação da onda.

Fonte: [Inc. \(2017\)](#)

Considerando o evento no qual uma pressão sonora, proveniente de ondas planares (densidade e pressão constantes em cada plano perpendicular à direção de propagação da onda), é aplicada em um determinado material, observa-se que é formado um gradiente de pressão. Dessa forma, serão induzidos tensão e movimento nas partículas do meio. É possível fazer uma analogia com a Lei de Ohm para circuitos elétricos, onde a pressão sonora (P) é equivalente à tensão elétrica (V) e a velocidade das partículas no meio (u) é equivalente à corrente (i). Assim, de acordo com essa analogia, a impedância acústica é definida como a razão entre a pressão sonora aplicada e a velocidade das partículas no meio ([AZHARI, 2010](#)). De outra forma, pode-se analisar a impedância acústica com relação a outros dois parâmetros: densidade (ρ) e velocidade de propagação do som no meio (C), como pode ser visto na Eq. 2.1. A unidade de medida para a impedância acústica é $kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ ou *Rayleigh*, em homenagem ao Lord Rayleigh pelo seu trabalho no ramo de ondas acústicas ([FANET, 2014](#)). Assim, nota-se que a impedância acústica se traduz na dificuldade (resistência) que ondas sonoras têm de se propagar através de um determinado meio. A Figura 2 traz a representação gráfica da analogia entre impedância acústica e resistência elétrica.

$$Z = \frac{P}{u} = \rho \cdot C \quad (2.1)$$

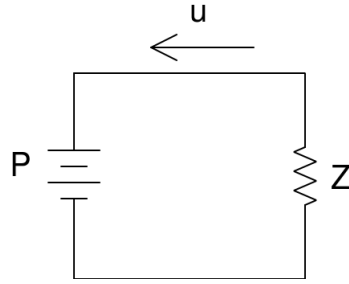


Figura 2 – Conceito de impedância acústica representado de forma análoga à Lei de Ohm (circuitos elétricos).

2.2.1 Interações ultrassônicas com tecidos biológicos

Existem algumas propriedades relacionadas à interação das ondas ultrassônicas com tecidos biológicos que tornam possível a obtenção de informações dos tecidos a partir da emissão de ondas ultrassônicas. Além disso, tais propriedades devem ser levadas em conta para conceber um sistema de imageamento ultrassônico eficiente. As seções a seguir descrevem as principais propriedades.

2.2.1.1 Reflexão e Transmissão

De acordo com Webb (2002), quando uma onda ultrassônica encontra, em sua direção de propagação, uma interface composta por tecidos os quais possuem diferentes características acústicas e, portanto, diferentes valores para Z , parte da energia é refletida na mesma direção de propagação da onda (eco recebido pelo transdutor) e o restante da energia é transmitida através da interface e se propaga para o interior do corpo. As Equações 2.2 e 2.3 descrevem os coeficientes de pressão de reflexão (R_p) e de transmissão (T_p) para a situação na qual a direção de propagação da onda é perpendicular à interface e esta é plana, possuindo dimensão bem maior que o comprimento de onda λ (mostrado na Fig. 1) da onda ultrassônica incidente.

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.2)$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.3)$$

Onde:

- p_r : pressão da onda refletida;
- p_i : pressão da onda incidente;
- p_t : pressão da onda transmitida;

- Z_2 : impedância acústica do meio na qual a onda é transmitida (pós-interface);
- Z_1 : impedância acústica do meio na qual a onda é refletida (pré-interface);

Observa-se que, para obter o coeficiente T_p , consideram-se duas condições:

- As pressões acústicas em ambos os meios que compõem a interface são as mesmas;
- As velocidades das partículas perpendiculares à interface são as mesmas.

As Equações 2.4 e 2.5 definem coeficientes de reflexão (R_i) e transmissão (T_i) expressados em relação às intensidades das ondas refletidas (I_r), transmitidas (I_t) e incidentes (I_i):

$$R_i = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.4)$$

$$T_i = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (2.5)$$

A Figura 3 apresenta, de forma gráfica, os conceitos de reflexão e transmissão para o caso em que a onda incidente está perpendicular à interface.

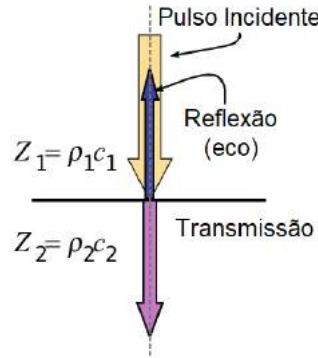


Figura 3 – Quando a incidência sobre a interface é perpendicular, uma fração da onda é refletida para o transdutor e o restante é transmitido para o interior do tecido.

Fonte: [Bushberg et al. \(2011\)](#)

2.2.1.2 Refração

Para o caso no qual a onda ultrassônica incide sobre a interface com um ângulo θ_i , [Smith e Webb \(2010\)](#) apresentam as Eqs. 2.6, 2.7, 2.8, e 2.9, as quais incluem o efeito dos ângulos de incidência (θ_i), reflexão (θ_r) e transmissão (θ_t) nos coeficientes R_p , T_p , R_i e T_i citados na subseção anterior.

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos(\theta_i) - Z_1 \cos(\theta_t)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \quad (2.6)$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos(\theta_i)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \quad (2.7)$$

$$R_i = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 \cos(\theta_i) - Z_1 \cos(\theta_t)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \right)^2 \quad (2.8)$$

$$T_i = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1 \cos^2(\theta_i)}{(Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t))^2} \quad (2.9)$$

A Figura 4 apresenta graficamente o conceito de refração para diferentes velocidades de propagação.

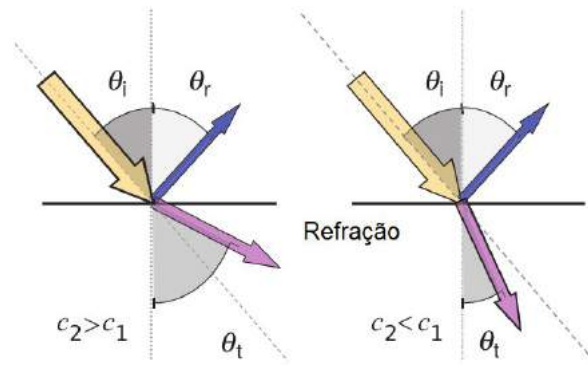


Figura 4 – Fenômenos da refração. As setas amarelas correspondem às ondas incidentes, as roxas correspondem às ondas transmitidas e as azuis correspondem às refletidas.

Fonte: [Bushberg et al. \(2011\)](#)

A Tabela 1 apresenta os coeficientes de pressão e intensidade de reflexão para diversas interfaces entre tecidos biológicos:

Tabela 1 – Coeficientes R_p e R_i para diversas interfaces.

Interface	R_p	R_i
Fígado-Rim	-0,006	0,00003
Fígado-Gordura	-0,10	0,011
Gordura/Músculo	0,12	0,015
Músculo-Osso	0,64	0,41
Músculo-Pulmão	-0,81	0,65
Músculo-Ar	-0,99	0,99

Fonte: [Bushberg et al. \(2011\)](#)

2.2.1.3 Atenuação

Segundo [Suetens \(2009\)](#), a atenuação se refere à perda de energia acústica da onda ultrassônica ao se propagar por determinado meio. Em tecidos biológicos, a atenuação é

devido, principalmente, à conversão de energia acústica em calor por causa da viscosidade do tecido, resultando em um decaimento exponencial da amplitude da onda. O decaimento, que é função da frequência f da onda e da distância z propagada em um meio cujo coeficiente de atenuação é α_0 (que é linearmente proporcional à frequência da onda) é descrito pela Eq. 2.10:

$$H(f, z) = e^{-\alpha_0 f z} \quad (2.10)$$

O coeficiente α_0 geralmente é expressado em Nepers por centímetro (Np/cm), sendo que Neper é uma unidade adimensional comumente utilizada para expressar razões. Dessa forma, uma razão em Nepers é dada por $\ln(a_z/a_0)$, onde a_z é a amplitude da onda na distância z e a_0 é a amplitude da onda na distância 0. Embora o coeficiente da equação acima seja dado em Np/cm , a unidade dB/cm é mais utilizada. Assim, para utilizar a Eq. 2.10 utilizando coeficientes em dB/cm precisam ser convertidos em Np/cm dividindo α_0 por um fator de $20 \log_{10}(e) = 8,6859$.

A Tabela 2 mostra os coeficientes de atenuação para variados tecidos humanos e substâncias:

Tabela 2 – Valores típicos de α_0 para diversos tecidos/substâncias.

Tecido/Substância	α_0 (dB/(cm MHz))
Pulmão	41
Osso	20
Rim	1,0
Fígado	0,94
Cérebro	0,85
Gordura	0,63
Sangue	0,18
Água	0,0022

Fonte: Suetens (2009)

A partir da análise da Eq. 2.10 é possível observar que quanto mais alta a frequência da onda ultrassônica e quanto maior for a distância percorrida pela mesma, maior será a atenuação e, dessa maneira, menor será a amplitude dos ecos recebidos. Ou seja, ecos recebidos de tecidos internos mais profundos, têm menor amplitude que os refletidos por interfaces mais superficiais.

Assim, com relação às estruturas anatômicas de humanos e animais em geral, sabe-se que há variações nas densidades dos tecidos (pele, gordura e músculo, por exemplo). Consequentemente, cada tecido terá uma impedância acústica (Z) característica, e são essas *interfaces* entre tecidos (que possuem diferentes impedâncias acústicas) que geram os ecos ao refletir os pulsos ultrassônicos. Assim, ao assumir que a fonte de pulsos ultrassônicos (transdutor) está perpendicular à uma determinada interface (gordura/músculo,

por exemplo) e que os tecidos que compõem tal interface apresentem impedâncias acústicas muito diferentes, então haverá uma forte reflexão, gerando ecos de amplitude elevada. De outra forma, se a diferença entre impedâncias acústicas dos tecidos for baixa, então os ecos gerados terão menor amplitude. Caso as impedâncias sejam iguais, não haverá reflexão. (PENNY TRACI B. FOX, 2011). A Figura 5 apresenta, de forma simplificada, a interação do ultrassom com tecidos humanos:

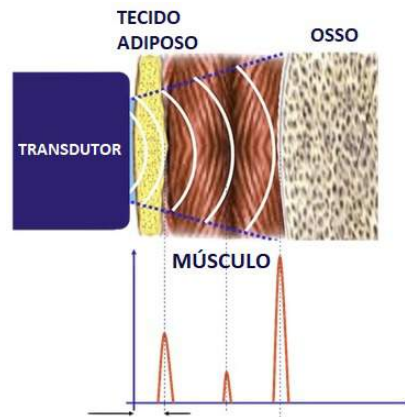


Figura 5 – Exemplo simplificado da interação do ultrassom com tecidos humanos. O sinal em vermelho corresponde ao eco processado e cada pico indica a detecção de uma interface diferente.

Fonte: [IntelaMetrix \(2017\)](#)

A Tabela 3 abaixo apresenta a velocidade de propagação do som em diversos tecidos biológicos.

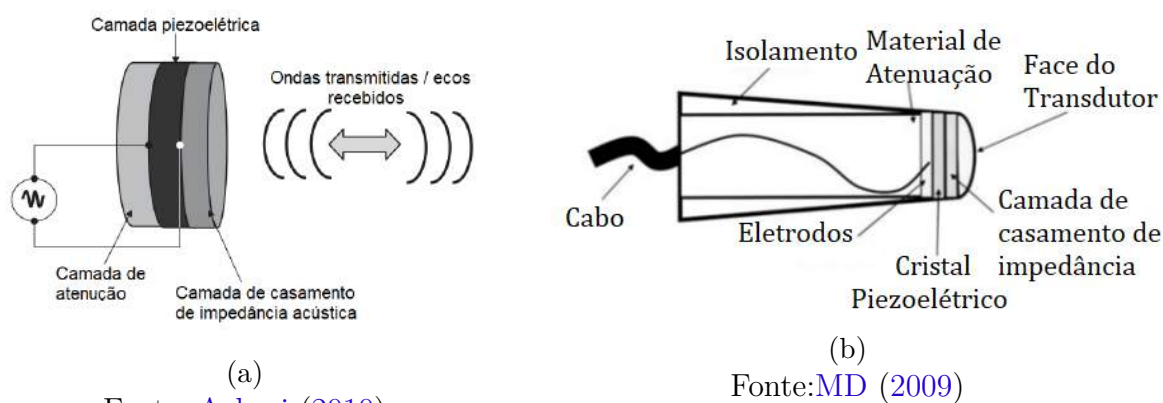
Tabela 3 – Densidade, velocidade de propagação do som e impedância acústica em diversos tecidos humanos.

Meio	Densidade (kg/m^3)	Velocidade de propagação do som (m/s)	Impedância acústica ($kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$)
Ar	1,2	333	0,0004
Sangue	1060	1566	1,66
Osso	1380 - 1810	2070 - 5350	3,75 - 7,38
Cérebro	1030	1505 - 1612	1,55 - 1,66
Tecido Adiposo	920	1446	1,33
Rim	1040	1567	1,62
Pulmão	400	650	0,26
Fígado	1060	1566	1,66
Músculo	1070	1542 - 1626	1,65 - 1,74
Água	1000	1480	1,48

Fonte: [Goss, Johnston e Dunn \(1978\)](#)

2.2.2 Transdutores ultrassônicos para aplicações biomédicas

O transdutor de ultrassom biomédico é composto basicamente por três camadas: atenuação, piezoelétrica e casamento de impedância acústica. A Figura 6 apresenta o arranjo interno das camadas no interior de um transdutor ultrassônico:



(a)
Fonte: [Azhari \(2010\)](#)

(b)
Fonte: [MD \(2009\)](#)

Figura 6 – a) Esquemático apresentando as três principais camadas de um transdutor de ultrassom para aplicações médicas. b) Representação mais realística de um transdutor de um único elemento (utilizado para o A-scan).

Para a construção de um sistema eletrônico de ultrassom, é necessário ter controle sobre o processo de geração do ultrassom, dessa forma, é desejável utilizar um componente o qual proporcione esse tipo de ação. Assim, o elemento piezoelétrico destaca-se como o mais adequado para atender a tal necessidade, tendo em vista que além de gerar os pulsos ultrassônicos, é capaz de detectar os ecos correspondentes.

O elemento piezoelétrico realiza dois tipos de conversão de energia (mecânica para elétrica e elétrica para mecânica). Dessa maneira, se um pulso elétrico é aplicado entre duas faces opostas de um material piezoelétrico em forma de disco, o mesmo irá vibrar, produzindo uma onda sonora que se propagará pelo meio adjacente. De outra forma, quando ocorre uma vibração sonora na face voltada para o meio externo, uma tensão é induzida entre faces opostas do transdutor ([AZHARI, 2010](#)).

O material piezoelétrico mais amplamente utilizado para a manufatura de transdutores ultrassônicos para aplicações biomédicas é uma cerâmica artificial chamada PZT (titanato zirconato de chumbo). Na produção do PZT, a cerâmica é aquecida até o ponto de Curie, temperatura na qual o material adquire as propriedades piezoelétricas, e, durante o processo de aquecimento um campo magnético é aplicado sobre a mesma a fim de estabelecer o alinhamento dos dipolos em relação ao campo magnético aplicado. Ademais, o manuseio do transdutor deve levar em conta um fator importante: ele nunca deve ser submetido à temperatura de Curie novamente, pois, caso isso ocorra, perderá suas propriedades piezoelétricas ([PENNY TRACI B. FOX, 2011](#)).

Duas camadas adicionais são adicionadas na construção do transdutor para atingir

melhor eficiência, tanto no quesito potência acústica transferida para o corpo adjacente quanto no quesito resolução axial.

A camada de casamento de impedância acústica é a responsável por diminuir a diferença entre as impedâncias acústicas do elemento piezoelétrico e do tecido biológico o qual pretende-se analisar, uma vez que o material piezoelétrico apresenta uma impedância acústica muito alta ($\approx 30 M Rayl$) em relação à tecidos biológicos ($\approx 1,5 M Rayl$) (ZHOU et al., 2014). Assim, caso o transdutor não disponha da camada de casamento, a maior parte da onda seria refletida na primeira interface com o tecido biológico e a análise do sinal dos ecos refletidos pelas interfaces internas ficaria comprometida, devido à baixa amplitude dos mesmos.

De acordo com Penny Traci B. Fox (2011) ocorre até 80% de perda de potência acústica na ausência da camada de casamento de impedância. Acrescenta-se ainda, uma camada de gel, externa ao transdutor, que estabelece o acoplamento acústico entre superfície do transdutor e a superfície do tecido biológico.

Segundo Kinsler et al. (1982), considerando que uma onda acústica senoidal fosse gerada pelo elemento piezoelétrico, teoricamente, 100% da potência acústica produzida seria transferida para o corpo sob análise caso duas condições, as quais são descritas pelas Eqs. 2.11 e 2.12 fossem satisfeitas:

$$L_{casamento} = \frac{\lambda_{casamento}}{4} \quad (2.11)$$

$$Z_{casamento} = \sqrt{Z_{piezo} \cdot Z_{corpo}} \quad (2.12)$$

Onde:

- $L_{casamento}$: espessura da camada de casamento de impedância;
- $\lambda_{casamento}$: comprimento de onda no material de casamento de impedância;
- $Z_{casamento}$: impedância acústica da camada de casamento de impedância;
- Z_{piezo} : impedância acústica do elemento piezoelétrico;
- Z_{corpo} : impedância acústica da superfície do corpo sob análise.

Entretanto de acordo com Desilets, Fraser e Kino (1978), quando a resposta em frequência do sinal do transdutor tem uma banda larga, é preferível utilizar

$$Z_{casamento} = \sqrt[3]{Z_{piezo}^2 \cdot Z_{corpo}} \quad (2.13)$$

ao invés da Eq. 2.12.

A Figura 7 ilustra o casamento de impedâncias acústicas entre o elemento piezoelétrico e o tecido biológico.

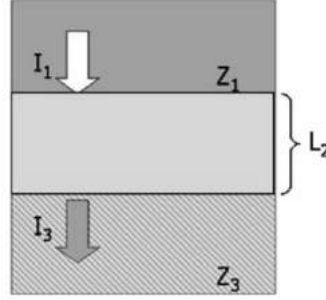


Figura 7 – A função da camada de casamento de impedância acústica de espessura L_2 é fazer com que $I_1 \approx I_3$, onde I_1 é a intensidade da onda ultrassônica produzida pelo elemento piezoelétrico e I_3 é a intensidade transferida ao tecido biológico.
Fonte: [Azhari \(2010\)](#)

Além de prevenir efeitos de reverberação a camada de atenuação proporciona suporte mecânico, e máxima eficiência no acoplamento eletromecânico ([NASCIMENTO et al., 2003](#)). Dessa forma, para ser capaz de proporcionar atenuação eficiente, a camada em questão também deve ser acusticamente casada com o elemento piezoelétrico, porém deve ter elevado coeficiente de atenuação para prevenir reverberação ([NAKAMURA, 2012](#)).

A principal função da camada de atenuação é proporcionar aumento da resolução axial (capacidade de identificar, com precisão, interfaces refletoras presentes ao longo do sentido de propagação do pulso ultrassônico), através da redução do pulso (redução do número de ciclos presentes no mesmo) ([PENNY TRACI B. FOX, 2011](#)). Comumente, o material utilizado para construção de tal camada é uma resina de epóxi carregada com tungstênio, embora tenha a desvantagem de fornecer pequenos coeficientes de atenuação quando a impedância que se deseja atingir é relativamente pequena (4 - 4,5 MRayl) ([BROWN, 2000](#)). A atenuação da vibração do elemento piezoelétrico contamina a resposta em frequência do mesmo, assim, ocorre um alargamento da banda ao redor da frequência de ressonância. O fator de qualidade (Q) descreve a largura de banda do ultrassom produzido por um transdutor como

$$Q = \frac{f_0}{BW} \quad (2.14)$$

onde f_0 é a frequência de ressonância do transdutor e BW é a largura de banda. Portanto, nota-se a relação inversamente proporcional existente entre a atenuação e o fator de qualidade Q ([BUSHBERG et al., 2011](#)).

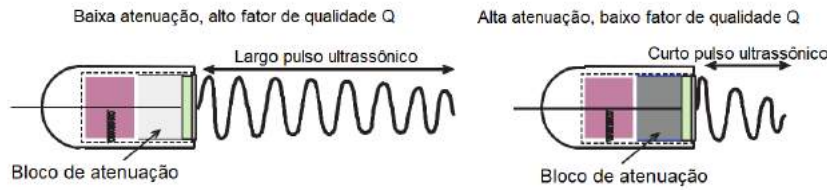


Figura 8 – a) Baixa atenuação implica em um pulso ultrassônico largo b) Alta atenuação implica em um pulso curto (ideal para aumentar a resolução axial).

Fonte: [Bushberg et al. \(2011\)](#)

2.2.3 Técnica pulso-eco

A técnica pulso-eco consiste na determinação de duas características principais relacionadas a cada pulso ultrassônico que é enviado ao corpo sob análise:

- Amplitude dos sinais (ecos) recebido pelo transdutor;
- Diferença de tempo ($\Delta t = t_1 - t_0$) entre o envio do pulso ultrassônico (t_0) e o recebimento dos ecos correspondentes (t_1).

Dessa forma, com bases nos elementos supracitados, é possível representar a estrutura do corpo sob análise. A distância (d) de determinada interface pode então ser calculada caso a velocidade de propagação do som (v) no meio seja conhecida de acordo com a Eq. 2.15:

$$d = \frac{v \cdot \Delta t}{2} \quad (2.15)$$

O principal elemento de um sistema baseado no princípio pulso-eco é o transdutor, que é excitado periodicamente por pulsos elétricos e, graças ao efeito piezoelétrico, é capaz de produzir pulsos ultrassônicos. Ao propagar-se por um determinado meio, que pode ser composto por várias camadas (com diferentes características acústicas), parte da onda gerada é refletida e parte é transmitida ao interagir com as interfaces presentes no meio, como pode ser visto na Fig. 9. Cada eco, proveniente das reflexões geradas em cada interface, é recebido pelo transdutor e transformado em um sinal elétrico (também chamado de *RF signal*), que traz informações essenciais para a construção do sinal *A-scan* ([FANET, 2014](#)):

- Grau de discrepância entre impedâncias acústicas das interfaces presentes na direção de propagação do pulso ultrassônico - amplitude do sinal elétrico;
- Profundidade das interfaces refletoras - instante de recebimento do sinal.

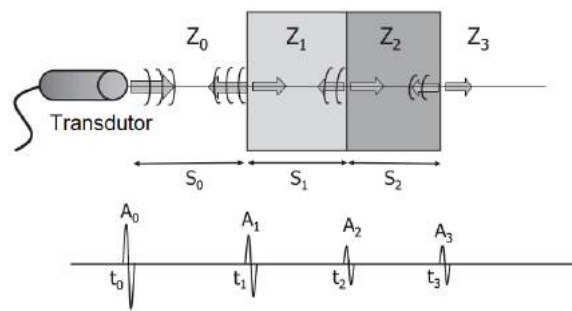


Figura 9 – Esquemático de um pulso ultrassônico sendo transmitido para um meio com diversas camadas - as setas indicam reflexão (\leftarrow) ou transmissão (\rightarrow).

Fonte: [Azhari \(2010\)](#)

2.2.4 Tipos de ultrassom

O ultrassom pode ser classificado em três tipos diferentes, a depender da forma na qual a imagem é exibida, que por sua vez depende do tipo de aplicação do usuário. As seções a seguir tratam dos três tipos: A-mode, B-mode e M-mode.

2.2.4.1 A-mode ou A-scan (Amplitude)

O modo mais simples (e antigo) de implementação do método pulso-eco, que também é conhecido como *A-scan* e *A-line*, transmite o pulso de ultrassom e o recebe, na forma de eco, por meio de uma única linha. Dessa forma, apenas um elemento transdutor é utilizado. No sinal percebido pelo elemento piezoelétrico com a informação dos ecos recebidos, o eixo horizontal corresponde à profundidade da interface que gerou determinado eco (representado como pico) e o eixo vertical corresponde à amplitude do eco recebido, que depende dos coeficientes de reflexão da interface e de atenuação do meio. Vale destacar que somente é possível visualizar o eixo horizontal como profundidade caso a velocidade de propagação do som no meio em questão seja conhecida, caso contrário o eixo horizontal trata-se do tempo ([FANET, 2014](#)).

Na área biomédica, este método é aplicado em unidades especializadas em ecocardiografia e oftalmologia ([PENNY TRACI B. FOX, 2011](#)). Além disso, tem-se a área de testes não destrutivos diversos tipos de materiais, em que a técnica é utilizada para determinar espessuras e detectar falhas ([THOMAS et al., 2014](#)).

2.2.4.2 B-mode (Brilho)

O modo de visualização B-mode é derivado do A-mode, uma vez que a imagem 2D é construída por várias *A-lines*. Na imagem apresentada, os *pixels* estão em tons de cinza e a amplitude do eco recebido é representada pelo brilho do pixel. Assim sendo, quanto mais claro for o pixel, mais forte é a reflexão. De outra forma, os espaços escuros

correspondem à ausência/baixa intensidade de ecos e são comumente representados por fluidos (urina e água, por exemplo) (PENNY TRACI B. FOX, 2011).

De forma mais técnica, a imagem resultante é uma representação em 2D das distribuições de descontinuidades das impedâncias acústicas ao longo de uma seção transversal do corpo sob análise - o brilho do pixel é diretamente proporcional à discrepância entre impedâncias acústicas que compõem determinada interface existente na direção dos pulsos ultrassônicos (FANET, 2014).

2.2.4.3 M-mode (Movimento)

Enquanto na representação B-mode o interesse é identificar a anatomia geral representada na imagem como um todo, a representação M-mode é utilizada para observar o movimento de estruturas refletoras cujas posições ou formas variam ao longo do tempo. Dessa maneira, o transdutor é mantido fixo e o que efetivamente é apresentado consiste em uma evolução temporal de uma A-line (FANET, 2014).

Como exemplo de aplicação desse tipo de representação, pode-se citar a observação do comportamento de válvulas do coração e espessura da parede do miocárdio durante a sístole e a diástole. Ademais, os ramos biomédicos onde a frequência de utilização dessa representação é mais alta são a obstetrícia e a cardiologia (PENNY TRACI B. FOX, 2011).

A Figura 10 exibe um comparativo dos modos de ultrassom:

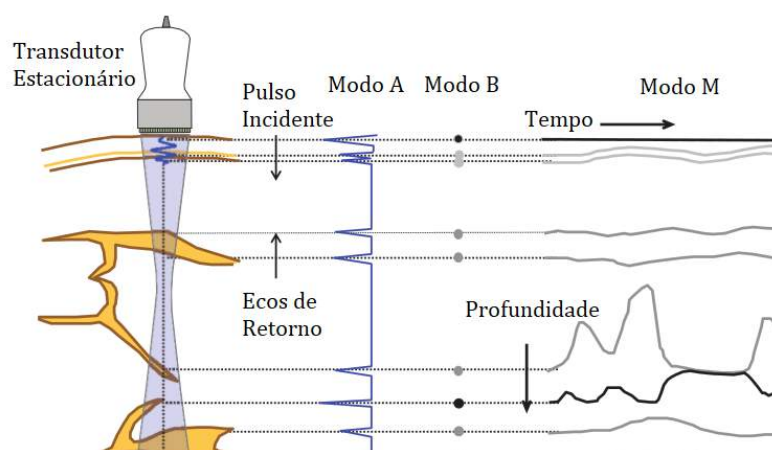


Figura 10 – Comparativo entre os modos A, B e M. A linha azul (A-mode) representa as amplitudes dos ecos (picos) durante um período de pulso-eco. Os pontos de variadas intensidades (B-mode) representam a codificação das amplitudes dos ecos em brilho. O sinal M-mode é criado a partir do A-mode e do B-mode através do deslocamento horizontal (no tempo) dos pontos do B-mode, mantendo o transdutor estacionário.

Fonte: Bushberg et al. (2011)

2.2.5 O ultrassom como uma ferramenta de acesso à espessura da camada adiposa

O ultrassom vem sendo utilizado para obter informações acerca da composição corporal desde a década de 1960, porém ainda não é tão conhecido quanto os outros métodos de obtenção da composição corporal (WAGNER, 2013). Entretanto, existem diversos estudos os quais comparam o ultrassom com as variadas técnicas de acesso à composição corporal.

O'Neill et al. (2016) realizaram um estudo com 67 atletas de alto rendimento, de diversas modalidades, com o objetivo de refinar o uso do ultrassom B-mode para obtenção da composição corporal, tendo em vista que as melhorias dessas características influenciam na performance dos atletas. A espessura da camada adiposa subcutânea foi medida em sete pontos do corpo de todos os atletas utilizando ultrassom (máquina de ultrassonografia e transdutor: GE Logiq E9, GE L8-18i-SC) e então os dados foram comparados com a estimativa da %BF utilizando absorciometria radiográfica de dupla energia (DEXA). Depois da análise estatística dos dados, constatou-se que a soma da espessura da camada adiposa no tríceps, bíceps, coxa frontal e supra-iliaca tinham grande correlação com a medida de %BF obtida pelo método DEXA ($r^2 = 0,879$). Dessa maneira, foi concluído que é possível estimar, com certa precisão, a %BF a partir de medidas da espessuras da camada adiposa nesses pontos utilizando ultrassom em modo Brilho (B-mode).

Diferentemente de O'Neill et al. (2016), Pineau, Filliard e Bocquet (2009) avaliaram a confiabilidade e acurácia da utilização do ultrassom, desta vez em modo amplitude, na obtenção da %BF por meio da comparação com o método DEXA (tomado como padrão-ouro no estudo em questão). Para isso, foram efetuados os devidos procedimentos a fim de extrair a porcentagem de gordura corporal utilizando os dois métodos nos 93 atletas (24 homens e 69 mulheres) que compunham a população de voluntários. Depois da aquisição dos dados necessários e da análise dos mesmos, foi possível constatar que houve forte correlação para homens e mulheres ($r_{homens}^2 = 0,96$ e $r_{mulheres}^2 = 0,94$). Assim, concluiu-se que, comparado à absorciometria radiográfica de dupla energia, o A-scan realizado com um dispositivo portátil de ultrassom produz uma boa estimativa da %BF.

Além dos atletas, um público completamente diferente pode ser beneficiado pela técnica de obtenção da composição corporal baseada em ultrassom do tipo A: pessoas que sofrem de obesidade. Segundo os estudos de Smith-Ryan et al. (2014) realizados com uma população de 47 pessoas acima do peso ideal, utilizar um equipamento de ultrassom portátil bem calibrado consiste em um método confiável que pode ser usado para realizar monitoramento em programas de perda de peso, devido a sua alta reprodutibilidade.

Schoenfeld et al. (2016) comparam dois métodos específicos: ultrassom em modo amplitude (A-mode) e pletismografia por deslocamento de ar (ADP). Os voluntários do

experimento consistiam em vinte jovens mulheres saudáveis que não sofriam de obesidade. Essas jovens se submeteram à um programa de perda de peso de 4 semanas de duração, com acompanhamento personalizado das dietas e 3 horas semanais de atividades aeróbicas. A fim de obter dados comparativos relacionados aos dois métodos supracitados, foram extraídas a %BF e a porcentagem de massa magra utilizando ultrassom e pletismografia tanto antes quanto depois do período de 4 semanas. Após efetuar a análise estatística dos dados, percebeu-se que o ultrassom é capaz de monitorar a perda de massa gorda ao longo do tempo com precisão similar ao do método ADP, uma vez que obteve-se alta correlação entre as medidas pré e pós treinamento ($r^2_{pré} = 0,74$ e $r^2_{pós} = 0,78$).

2.3 Comparação entre métodos de acesso à espessura da camada adiposa - Análise gráfica de *Bland-Altman*

Um típico problema que motiva diversas pesquisas é o estudo de diferentes métodos para avaliar determinada medida (pressão arterial, porcentagem de gordura corporal, a taxa de filtração glomerular ou a idade gestacional, por exemplo ([HIRAKATA; CAMEY, 2010](#))), a qual se apresenta de forma quantitativa. A medida de variáveis sempre implica um erro associado, que deve ser quantificado. Assim, ao comparar dois métodos, sabendo que nenhum fornece uma medida completamente correta, têm-se como alternativa plausível a análise do grau de concordância entre os métodos de acesso àquela medida. Entretanto, a escolha do método estatístico correto para efetuar tal análise de concordância não é simples ([GIAVARINA, 2015](#)).

Diversas pesquisas utilizam o coeficiente de correlação de Pearson (r) entre os resultados dos dois métodos de medição como um indicador de concordância. Porém, o uso de tal coeficiente não é recomendado para comparação entre métodos, uma vez que o mesmo não avalia concordância, mas sim associação. Um bom exemplo disso é dado por [Hirakata e Camey \(2010\)](#), que supõem uma situação na qual há a comparação entre dois aparelhos que medem a pressão arterial sistólica: caso o aparelho 1 meça os valores 80, 95, 96 e 100 mmHg e o aparelho 2 meça 90, 105, 105 e 110 mmHg, o coeficiente de correlação de Pearson será igual 1, dando uma falsa ideia de que os aparelhos apresentam as mesmas medidas, enquanto a diferença é óbvia.

Dessa maneira, o método de Bland-Altman mostra-se como uma boa alternativa para avaliar a concordância entre os métodos de acesso à espessura da camada adiposa, visto que trata-se de um método desenvolvido exclusivamente para comparação entre métodos de medida ([COSTA, 2016](#)).

A metodologia proposta inicialmente por [Altman e Bland \(1983\)](#) consiste em determinar, com um gráfico, a concordância entre duas variáveis, onde o eixo das abscissas se refere à média entre as medidas $\frac{X+Y}{2}$ e o eixo das coordenadas às diferenças $X - Y$. As

Figs. 11 e 12 trazem exemplos desse tipo de gráfico, cuja análise pode levar à identificação de diversos parâmetros tais como: viés (representação quantitativa do quanto as diferenças $X - Y$ (viés) se afastam do valor zero), erro, *outliers* e tendências (HIRAKATA; CAMEY, 2010).

Segundo Hirakata e CAMEY (2010), os limites de concordância são obtidos a partir do cálculo do viés \bar{d} e do desvio-padrão do mesmo s_d . Caso o viés apresente distribuição normal os limites calculados representam a região na qual se encontram 95% das diferenças nos casos estudados. Caso contrário, é indicada uma abordagem não paramétrica (BLAND; ALTMAN, 1999). Ambas Figs. 11 e 12 representam casos nos quais todas as diferenças estão contidas na região delimitada pelos limites de concordância, indicando que os métodos são estatisticamente equivalentes.

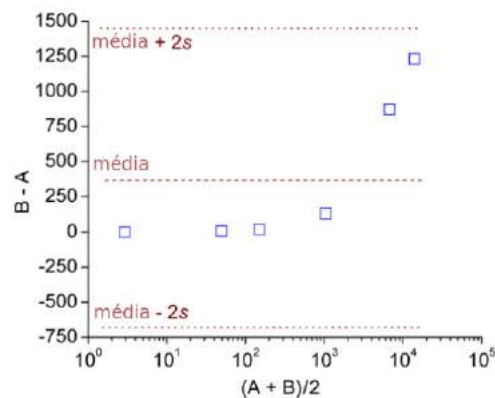


Figura 11 – Exemplo de um gráfico de Bland-Altman, contendo viés e os limites superior e inferior de concordância ($\bar{d} \pm 2s_d$) (Modificado)

Fonte: Giechaskiel e Stilianakis (2009)

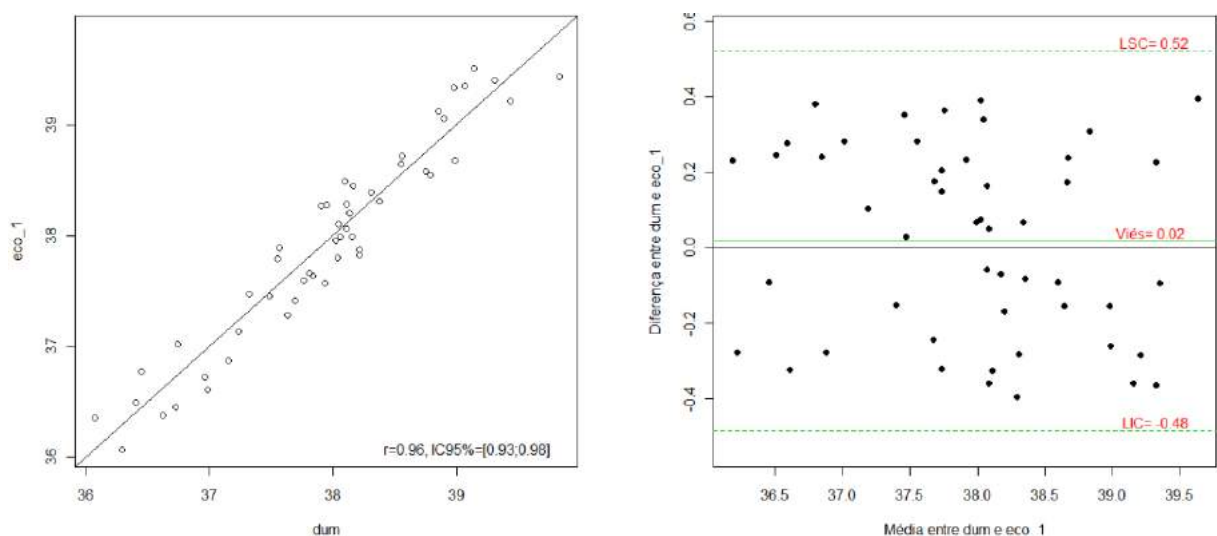


Figura 12 – À esquerda: gráfico de dispersão, utilizado para complementar a análise de Bland-Altman. À direita: gráfico de Bland-Altman, contendo viés e os limites superior (LSC) e inferior de concordância (LIC) (Modificado)

Fonte: Hirakata e CAMEY (2010)

3 Desenvolvimento e Ensaios

Este capítulo traz os materiais e métodos utilizados para a atingir os objetivos deste trabalho. As Figs. 13 e 14 apresentam o esquema de montagem utilizado para os testes iniciais, os quais foram realizados em um bloco perfurado concebido em acrílico (Fig. 13) e o esquema utilizado para testes em voluntários (Fig. 14).

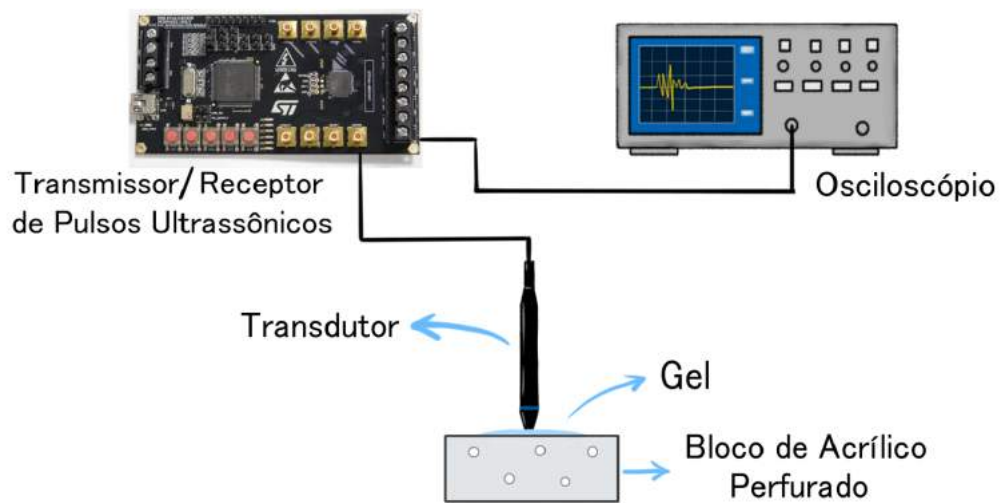


Figura 13 – Esquemático utilizado para os testes iniciais em acrílico.

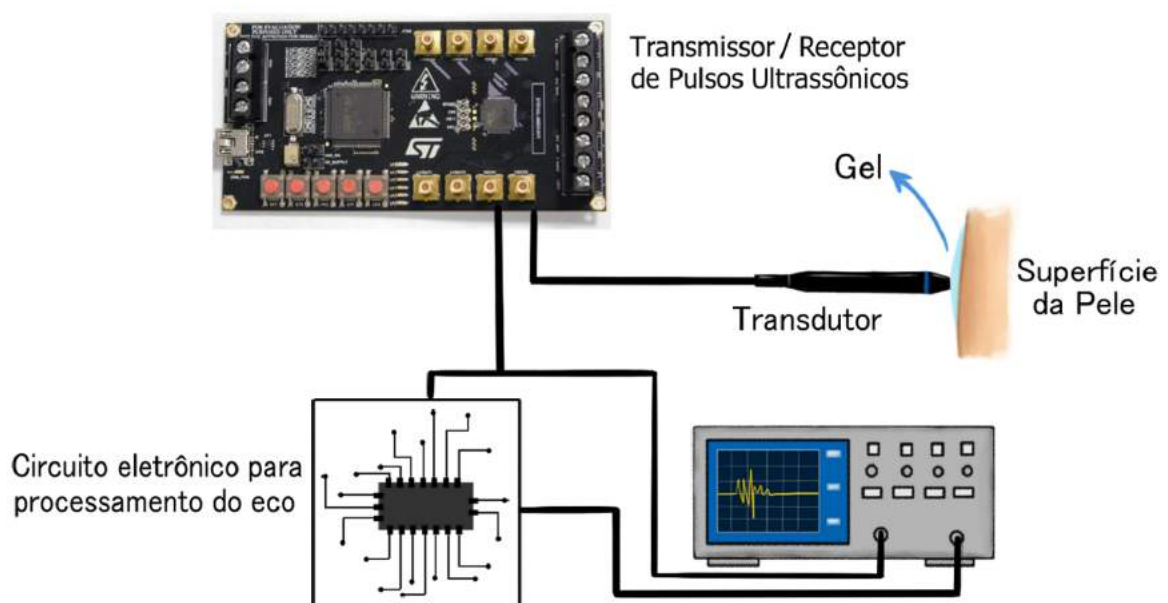


Figura 14 – Esquemático para os testes em humanos voluntários.

3.1 Materiais

Os elementos a seguir foram selecionados para a validação da solução.

- Transdutor ultrassônico com frequência de ressonância em 5MHz de um único elemento (utilizado no protótipo);
- Kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1 (transmissor/receptor ultrassônico);
- Osciloscópio (Tektronix TDS2012);
- Duas fontes de bancada (Minipa MPS303D - são necessárias duas fontes para realizar a configuração simétrica);
- Gel condutor incolor para ultrassom (para acoplamento acústico entre o transdutor e o meio adjacente);
- Equipamento de ultrassom GE Logiq 100 PRO (Fig. 15a);
- Transdutor ultrassônico de *array* linear de 5MHz GE L76 (Fig. 15b) (acoplado ao GE Logiq 100 PRO);
- Adipômetro;
- Bloco de acrílico perfurado;
- Componentes eletrônicos do circuito para processamento do eco ultrassônico: amplificadores, resistores, potenciômetros, capacitores e diodos.

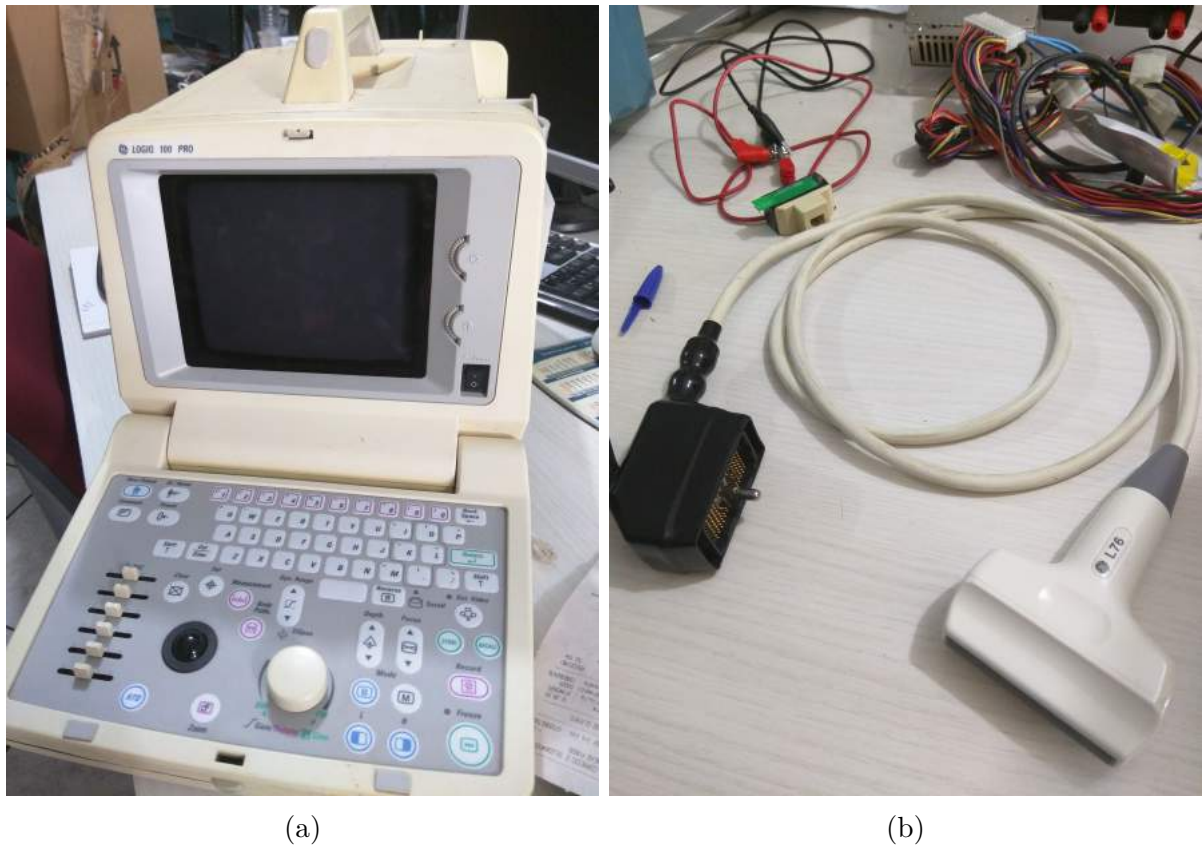


Figura 15 – a) Equipamento de ultrassom GE Logiq 100 PRO. b) Sonda ultrassônica de *array* linear de 5 MHz GE L76 (sonda que foi utilizada acoplada ao aparelho Logiq 100 PRO em todos os testes realizados em voluntários).

Uma vez que, até o presente momento, não se detém o domínio sobre a fabricação de transdutores de ultrassom, efetuou-se uma pesquisa de mercado com diversos fornecedores e foi encontrada a melhor opção em termos da relação custo-benefício com um fornecedor chinês (*Hurricane*), uma vez que, dentre as opções levantadas, era o mais financeiramente acessível e supria os requisitos mínimos:

- Conter camada de casamento de impedância acústica;
- Conter camada de atenuação;
- Conter somente um elemento piezoelétrico;
- Possuir alta frequência de ressonância: 5 MHz.

O kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1 é capaz de gerar pulsos ultrassônicos e receber os ecos correspondentes. O principal elemento da placa é o CI STHV749, que é capaz de alimentar até quatro elementos piezoelétricos (4 canais). O circuito de transmissão gera pulsos configuráveis de alta tensão (até 90V) para excitar o transdutor. Após a transmissão, uma chave transmissão/recepção (T/R) é ativada para direcionar os

sinais de eco recebidos para os 4 conectores SMB correspondentes (saídas). Além disso, é possível armazenar até quatro tipos de formas de onda diferentes e o microcontrolador STM32F427 controla o envio dessas formas de onda ao CI STHV749, considerando a entrada fornecida pelo usuário por meio dos botões da placa ([MICROELECTRONICS, 2017a](#)).

De acordo com o *datasheet*, disponibilizado pela [Microelectronics \(2017b\)](#), o funcionamento da placa pode ser dividido em três fases:

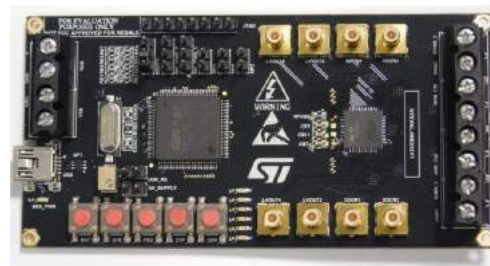
- Transmissão: O circuito de excitação do transdutor é conectado ao transdutor ultrassônico através da chave T/R, a qual também tem a função de isolar o circuito de recepção dos ecos do circuito de transmissão de pulsos. Nessa fase, o elemento piezoelétrico do transdutor é excitado e começa a oscilar.
- Aterrizar e chavear: Após a transmissão, toda a energia armazenada durante a fase de transmissão é dissipada através de uma conexão direta com a referência.
- Recepção: Depois do aterramento com eliminação de tensão residual da fase anterior, a chave T/R é conectada ao circuito de recepção e os ecos percebidos pelo transdutor são enviados ao conector SMB do canal correspondente.

A Figura 16 apresenta transdutores similares ao que fora adquirido (Fig. 16a) e, além disso, mostra a placa de desenvolvimento STEVAL-IME012V1 (Fig. 16b).



(a)

Fonte: [Hurricane \(2017\)](#)



(b)

Fonte: [Microelectronics \(2017a\)](#)

Figura 16 – a) Transdutores ultrassônicos similares ao que foi adquirido, produzidos pela *Hurricane*. b) Kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1.

Além da plataforma de desenvolvimento STEVAL-IME012V1, a *ST Microelectronics* disponibiliza o *software* STSW-IME011 para configuração das formas de pulsos de excitação a serem enviados para a placa via interface USB. Tais ferramentas tornam possível a configuração de diversos parâmetros do pulso de excitação, por exemplo, níveis de tensão, frequência, largura do pulso (número de ciclos) e tempo de recepção. Os níveis

de tensão do pulso de excitação são aplicados à placa através de bornes de conector tipo parafuso, é possível aplicar até 7 níveis de tensão diferentes de até $\pm 90V$.

A Figura 17 apresenta um exemplo de um típico pulso de excitação configurado no *software* STSW-IME011.

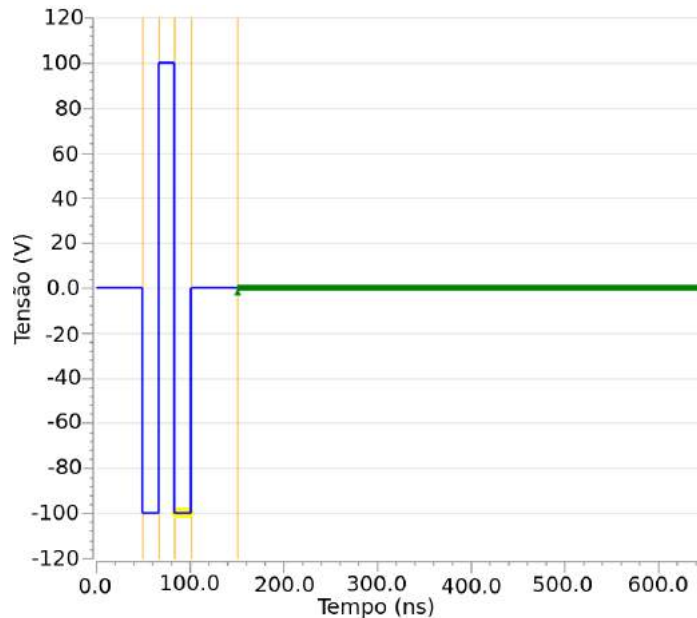


Figura 17 – Forma de onda típica de um pulso de excitação de 5 MHz para um transdutor piezoelétrico (os níveis de tensão positivo e negativo em azul são aplicados aos bornes de conector tipo parafuso e o período em verde corresponde à fase de recepção dos ecos). As amplitudes apresentadas são meramente ilustrativas uma vez que, o fabricante especifica o limite da tensão para $\pm 90V$

É importante mencionar que a solução oferecida pela *ST Microelectronics* (kit de desenvolvimento e *software* para configuração das formas de onda de excitação) foi de grande importância, visto que acelerou o processo de validação, porém não é possível incorporar o kit em um produto comercializável devido à dois fatores principais: trata-se de uma placa destinada única e exclusivamente para desenvolvimento e tem um alto custo (USD 125,00). Mesmo se somente o CI STHV749 fosse utilizado na PCB (*Printed Circuit Board*) do produto final, o problema do alto custo persistiria, pois o CI STHV749 custa em média USD 22,00. Dessa forma, buscou-se uma opção mais barata, mas que ainda fornecesse as mesmas facilidades que o STHV749 proporciona (principalmente a chave T/R integrada). Como resultado da busca, encontrou-se o CI HV7361 da *Microchip* (USD 7.97), que tem todas as funcionalidades oferecidas pelo CI da ST, mas tem apenas um canal, o que abaixa muito o custo. Portanto, o CI HV7361 será usado para o design da PCB final.

Com relação aos componentes eletrônicos utilizados no circuito de processamento dos ecos, atenção especial foi dada aos amplificadores operacionais, uma vez que é ne-

cessário garantir que tais componentes não introduzam distorções no sinal. Dessa forma, calculou-se a mínima *slew-rate* necessária para que não haja distorção do sinal:

$$SR = 2 \cdot \pi \cdot f \cdot V_{pk} \quad (3.1)$$

onde SR é a *slew-rate* em V/s, f é máxima frequência do sinal em Hertz e V_{pk} representa a máxima tensão do sinal em Volts.

Dessa forma, para especificar o amplificador operacional, foi necessário obter a resposta em frequência do transdutor quando excitado com pulsos elétricos em 5 MHz. Observou-se que a frequência de ressonância (f_{res}) do sinal elétrico correspondente ao eco era de 5 MHz e que a largura de banda (BW) era de aproximadamente de 4 MHz. Portanto, no cálculo da *slew-rate* necessária, utilizou-se $f = f_{res} + \frac{BW}{2} = 7MHz$. Para obter a tensão de pico do eco (V_{pk}) acoplou-se o transdutor ao bloco de acrílico e observou-se a amplitude máxima do sinal, que foi 1.2V. Logo, a mínima *slew-rate* necessária é de

$$SR = 2 \cdot \pi \cdot 7 \cdot 10^6 \cdot 1.2 = 52,78 \frac{V}{\mu s} \quad (3.2)$$

Dessa forma, utilizou-se o CI THS4271, da *Texas Instruments* ($SR = 1000V/\mu s$), que atende com bastante folga o requisito referente à *slew-rate*.

3.2 Métodos

A metodologia de desenvolvimento adotada baseou-se nos objetivos almejados em cada etapa de desenvolvimento. Dessa forma, a lista abaixo mostra, em ordem cronológica, os principais objetivos:

1. Validação da solução realizando ensaios em um bloco de teste concebido em acrílico;
2. Analisar estatisticamente os dados obtidos com o bloco de acrílico;
3. Construir o protótipo do circuito de processamento dos ecos;
4. Realizar testes em seres humanos voluntários;
5. Realizar testes estatísticos para verificar correlação e concordância dos dados obtidos em voluntários, comparando com técnicas tradicionais de medição da espessura da camada adiposa (adipômetro e ultrassom em modo B (imagem)).

A primeira etapa consiste em realizar os primeiros ensaios utilizando um bloco de acrílico, cuja velocidade de propagação do som é aproximadamente 2730 m/s ([OLYMPUS, 2017](#)).

A finalidade dessa primeira etapa é realizar a especificação, em diagrama de blocos, do circuito de processamento de sinais (que correspondem aos ecos percebidos pelo transdutor ultrassônico) e verificar a precisão das medições. Para avaliar a precisão das medições, perfurações foram realizadas no bloco de acrílico de forma a criar interfaces acrílico-ar cujas distâncias são conhecidas. O bloco adquirido tem $15 \times 8 \times 4,8 \text{ cm}^3$ e as falhas foram realizadas utilizando um centro de usinagem ROMI D600. A Figura 18 exibe o esquema de perfuração do bloco (Fig. 18a) e a vista 3D (Fig. 18b). Em seguida, é apresentada a Fig. 19, que exibe o bloco antes de serem efetuadas as perfurações (Fig. 19a), e o bloco com perfurações (Fig. 19b).

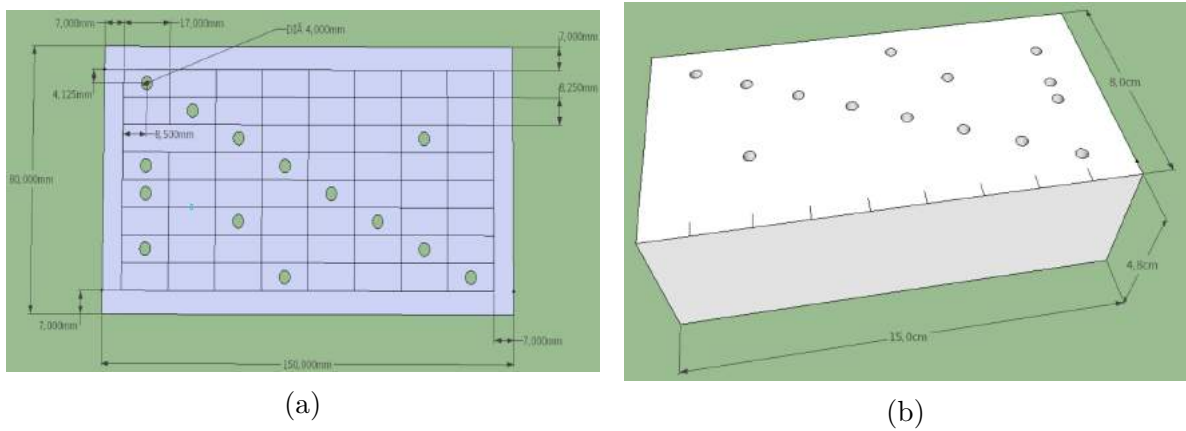


Figura 18 – a) Esquema de perfuração do bloco. b) Visualização em três dimensões (Os riscos na face superior representam o local de posicionamento do transdutor durante os testes).



Figura 19 – a) Bloco de testes sem perfurações. b) Bloco de testes concebido em acrílico com perfurações.

Finalizada a etapa de testes no bloco de acrílico e a respectiva análise dos resultados (que serão discutidos no próximo capítulo), iniciou-se a fase de desenvolvimento do circuito para processamento dos ecos ultrassônicos.

O processo de projeto e implementação do circuito de processamento do eco iniciou com um estudo de arquiteturas utilizadas em aplicações médicas do ultrassom em modo A. A pesquisa foi conduzida de forma a levar em consideração os resultados observados na etapa de validação em bloco de acrílico e os componentes-chave disponíveis: transdutor com frequência de ressonância em 5MHz e Kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1.

Dessa maneira, as teses de mestrado de [Hailu e Lundqvist \(2013\)](#) e [Worthing \(2016\)](#) e o projeto aberto descrito por [Jonveaux \(2017\)](#) foram tomadas como as principais referências para o projeto, uma vez que trazem exemplos de arquiteturas de *hardware* utilizadas para condicionamento dos ecos.

[Hailu e Lundqvist \(2013\)](#) desenvolveram um protótipo baseado em ultrassom em modo A para detectar movimentos da coluna cervical como parte de um sistema de monitoramento de movimentos durante a realização de procedimentos médicos (por exemplo: radioterapia para eliminação de tumores, onde é necessário monitorar, em tempo real, os movimentos do paciente). Ainda na área médica, o objetivo do trabalho de [Worthing \(2016\)](#) era usar o ultrassom para medir o diâmetro arterial com o intuito de auxiliar no desenvolvimento de um dispositivo vestível (*wearable*) para monitoramento da pressão arterial. Já [Jonveaux \(2017\)](#) focou em desenvolver uma plataforma de desenvolvimento de baixo custo para imageamento via ultrassom.

Notou-se que, na maioria das vezes, quando se trata de condicionamento de sinais elétricos que representam ecos ultrassônicos, utiliza-se a arquitetura representada pela Fig. 20. Grandes fabricantes de componentes eletrônicos como *Texas Instruments*, *Analog Devices* e *Maxim Integrated* fabricam circuitos integrados que incorporam os blocos mostrados no esquema da Fig. 20. Exemplo disso são componentes como o CI AFE5808 (*Texas Instruments*), MAX2082 (*Maxim Integrated*) e AD9278 (*Analog Devices*). A grande desvantagem desses CIs é o alto custo, dado que em média custam mais de USD 80,00 e os respectivos kits de desenvolvimentos são mais caros ainda (> USD 250,00).

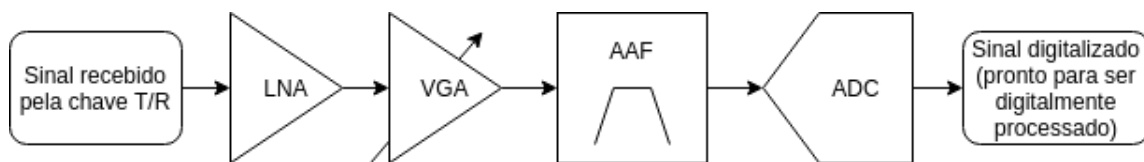


Figura 20 – Diagrama de blocos representando a típica arquitetura de *hardware* para recepção do ecos.

3.2.1 Arquitetura do sistema *A-Scan* ultrassônico para identificação da camada adiposa

Depois de analisar fatores como custo e tempo para entrega de resultados, decidiu-se por adotar a arquitetura do sistema apresentada na Fig. 21:

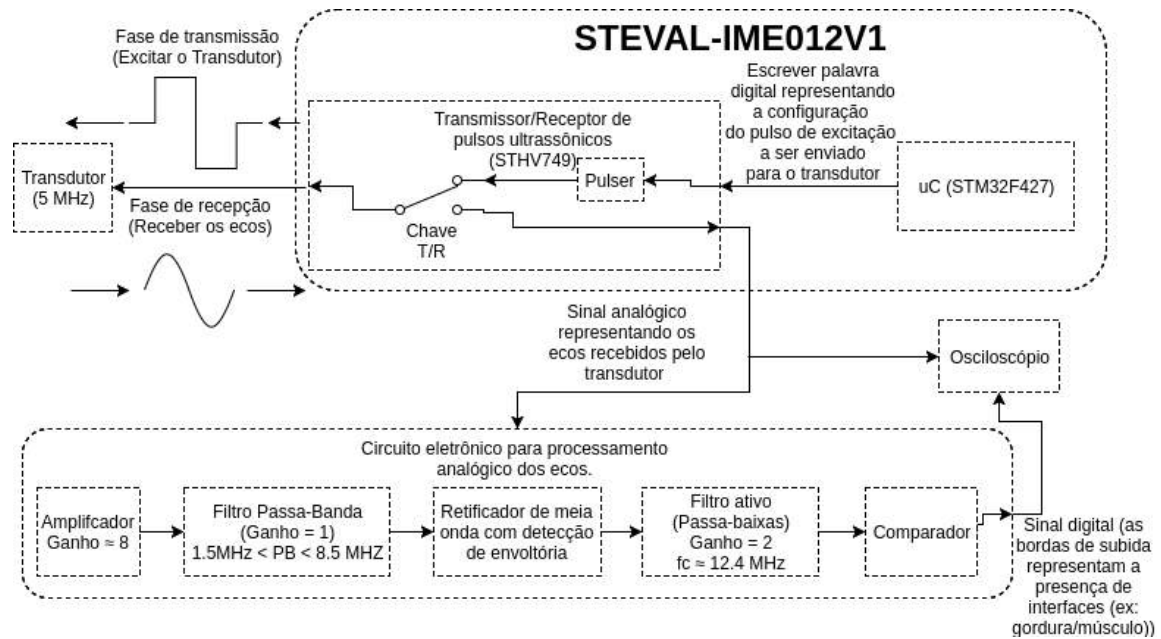


Figura 21 – Descrição do sistema que foi utilizado nos testes em humanos representada na forma de diagrama de blocos.

Ao analisar a topologia acima, nota-se que não há conversor analógico-digital. Optou-se por remover tal componente da arquitetura para fins de simplificação e de redução de custo. A arquitetura adotada, embora simples, é funcional mesmo não apresentando nenhum recurso de compensação de ganho devido à atenuação da onda à medida que penetra no corpo, pois o objetivo é atingir as camadas mais superficiais. Na representação do circuito eletrônico para processamento analógico dos ecos (Figuras 22 e 23), os blocos mostrados na Fig. 21 são devidamente detalhados.

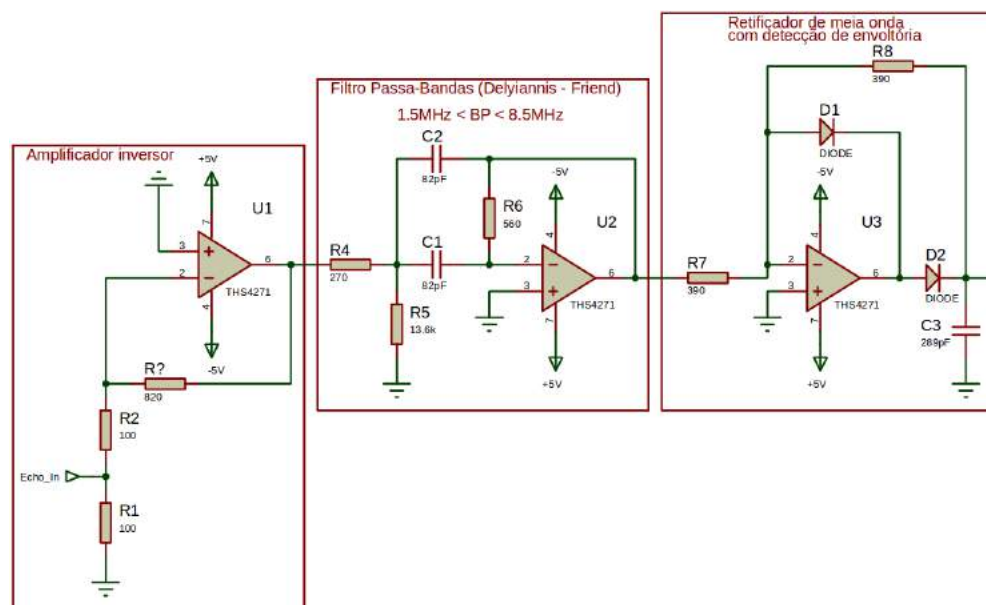


Figura 22 – Primeiros blocos: Amplificador inversor, Filtro Passa-Bandas e Retificador de meia onda com detecção de envoltória.

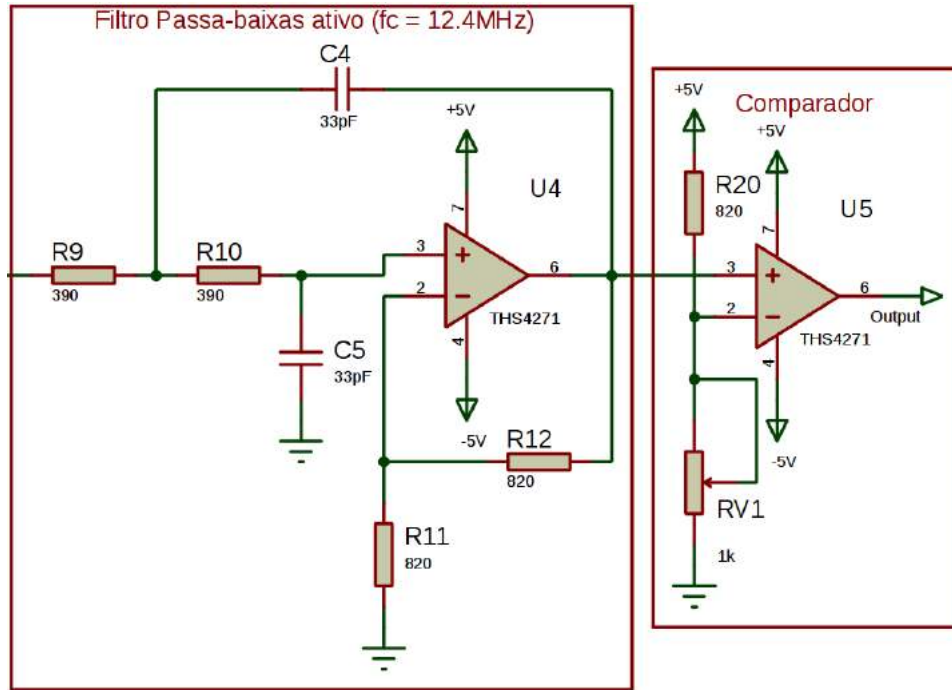


Figura 23 – Restante dos blocos, que são cascadeados com os da figura anterior: Filtro Passa-Baixas e Comparador.

3.2.1.1 Amplificador inversor

O primeiro estágio trata-se de um amplificador na configuração inversora, com ganho

$$G = -\frac{R_f}{R_g} = -\frac{820}{100} = -8,2 \frac{V}{V}. \quad (3.3)$$

Optou-se pela configuração inversora pelo fato de a mesma proporcionar algumas melhorias: maior *slew-rate* e menor susceptibilidade à distorção devido à tensão pseudo-estática que é mantida na entrada inversora. Além disso, é importante mencionar que o *datasheet* do amplificador operacional recomenda o uso de resistores de *feedback* com valores entre 249 Ω e 1 k Ω , dessa forma, todos os estágios do circuito de processamento dos ecos seguem esta recomendação (TEXAS INSTRUMENTS, 2009). Assim, para o primeiro estágio, $R_3 = R_f = 820 \Omega$, $R_2 = R_g = 100 \Omega$ e R_1 foi ajustado para 100 Ω de modo que a impedância de entrada fosse igual a 50 Ω :

$$Z_{in} = R_1 // R_2 = \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2} = \frac{100 \cdot 100}{100 + 100} = 50 \Omega \quad (3.4)$$

3.2.1.2 Filtro passa-bandas de Delyiannis-Friend

O segundo estágio é um filtro passa-bandas utilizando a topologia de Delyiannis-Friend. Escolheu-se esse circuito pelo fato de implementar um filtro ativo passa-bandas

com apenas um amplificador operacional (SCHAUMANN ROLF; VALKENBURG, 2009):

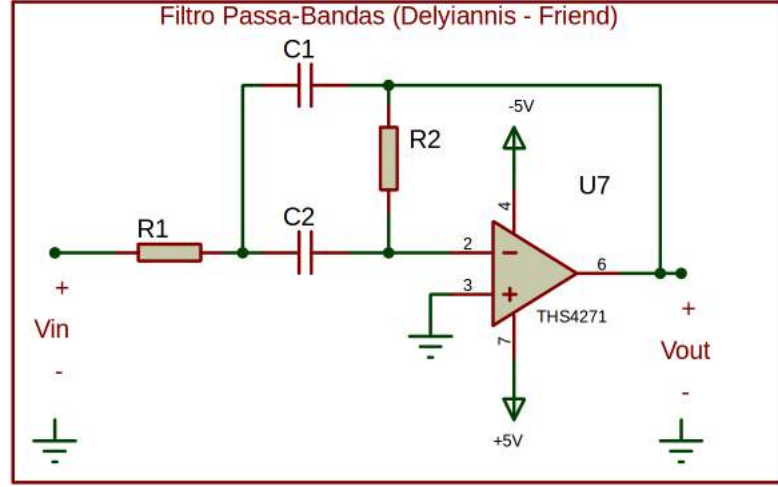


Figura 24 – Circuito passa-bandas de Delyiannis-Friend.

A função de transferência $T(s)$, a qual leva em consideração $C_1 = C_2 = C$, para o circuito da Fig. 24 acima é dada por

$$T(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{-\frac{1}{R_1 C} s}{s^2 + \frac{2}{R_2 C} s + \frac{1}{R_1 R_2 C^2}} \quad (3.5)$$

Ao comparar a Eq. 3.5 com a forma da resposta padrão de um filtro passa-bandas,

$$T(s) = \frac{-\frac{\omega_0}{Q} s}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} s + \omega_0^2} \quad (3.6)$$

é possível obter os parâmetros do filtro (frequência de centro ω_0 , fator de qualidade Q e largura de banda BW) em função dos valores dos resistores e capacitores:

$$\omega_0 = \frac{1}{C \sqrt{R_1 R_2}}, \quad Q = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{R_2}{R_1}}, \quad BW = \frac{\omega_0}{Q} = \frac{2}{R_2 C} \quad (3.7)$$

Obtém-se uma forma normalizada do circuito assumindo $\omega_0 = 1$ e $R_1 = 1$. Então as Eqs 3.7 podem ser resolvidas para obter os valores de R_2 e C

$$R_2 = 4Q^2, \quad C = \frac{1}{2Q} \quad (3.8)$$

É importante mencionar que, na forma normalizada, o ganho permanece unitário para todos os valores de Q . Assim, o filtro passa-bandas de Delyiannis-Friend assume a forma apresentada na Fig. 25a, que é equivalente ao circuito da Fig. 25b (SCHAUMANN ROLF; VALKENBURG, 2009):

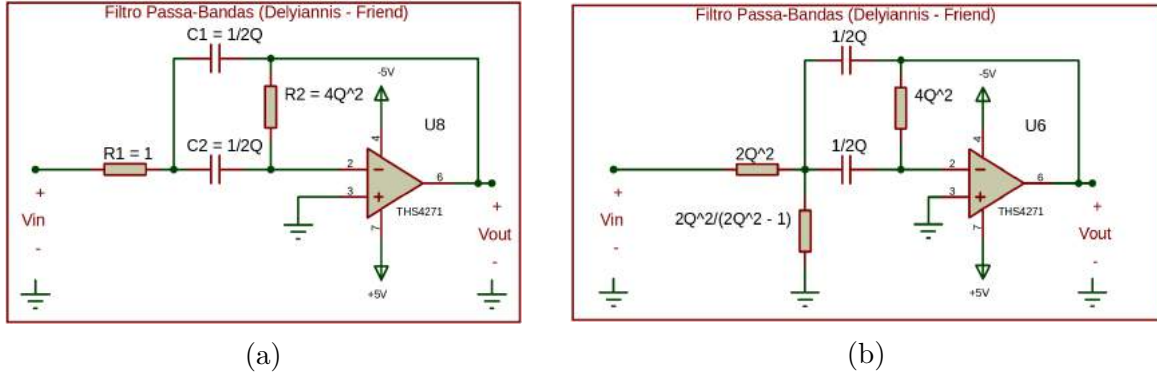


Figura 25 – Formas normalizadas do circuito passa-bandas de Delyiannis-Friend. a) R_1 fixo em 1. b) Forma equivalente, que fornece mais liberdade para ajustar a resistência equivalente R_1 .

Optou-se pela topologia apresentada na Fig. 25b, que depende de apenas um parâmetro, o fator de qualidade Q . Dessa forma, para realizar o design de um filtro passa-bandas utilizando o circuito de Delyiannis-Friend na forma normalizada, basta definir um valor para Q , em seguida realizar o ajuste de frequência para atender o requisito de ω_0 e executar o ajuste de magnitude para obter valores de componentes factíveis.

Sendo assim, os principais parâmetros para o projeto do filtro foram:

- $f_0 = 5MHz$, que corresponde à frequência de ressonância do transdutor utilizado,
- $BW = 7MHz$, que fora especificada após testes em acrílico,
- ganho unitário em f_0 e
- $C = 82pF$, que eram capacitores disponíveis no momento da montagem.

Dessa forma, iniciou-se o projeto do filtro estabelecendo o valor de Q

$$Q = \frac{\omega_0}{BW} = \frac{5MHz}{7MHz} = 0,714, \quad (3.9)$$

que é o suficiente para determinar os valores dos componentes para o circuito normalizado (Fig. 26a). Em seguida, é necessário determinar o valor dos coeficientes de frequência (k_f) e de magnitude (k_m) para realizar o ajuste de frequência e de magnitude a fim de obter o circuito final 26b:

$$k_f = 2 \cdot \pi \cdot 5 \cdot 10^6 = 31,41 \cdot 10^6 \quad (3.10)$$

$$C_{new} = \frac{1}{k_f k_m} C_{old} \rightarrow k_m = \frac{1}{k_f C_{new}} C_{old} = \frac{1}{31,41 \cdot 10^6 \cdot 82 \cdot 10^{-12}} \cdot 0,7 = 271,72 \quad (3.11)$$

Após determinar os valores dos resistores com o ajuste de magnitude

$$R_{new} = k_m \cdot R_{old}, \quad (3.12)$$

obtém-se o *design* final do circuito apresentado na Fig. 26b:

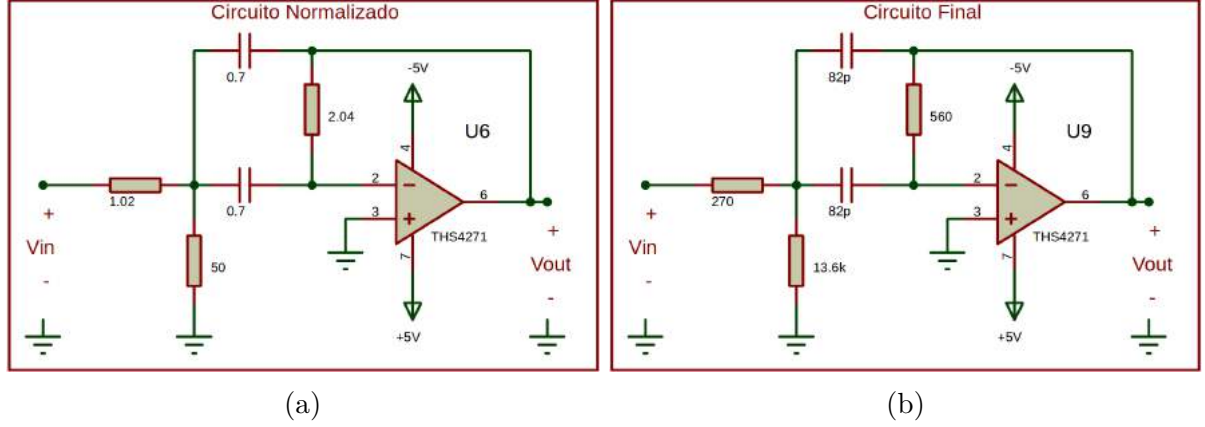


Figura 26 – a) Filtro passa-bandas normalizado b) Circuito Final

A Fig. 27 trás a resposta em frequência do filtro passa-bandas. Constata-se que $\omega_0 = 2\pi f_0 \approx 31,7M \text{ rad/s} \approx 5 \text{ MHz}$ e que $BW \approx 44M \text{ rad/s} \approx 7 \text{ MHz}$.

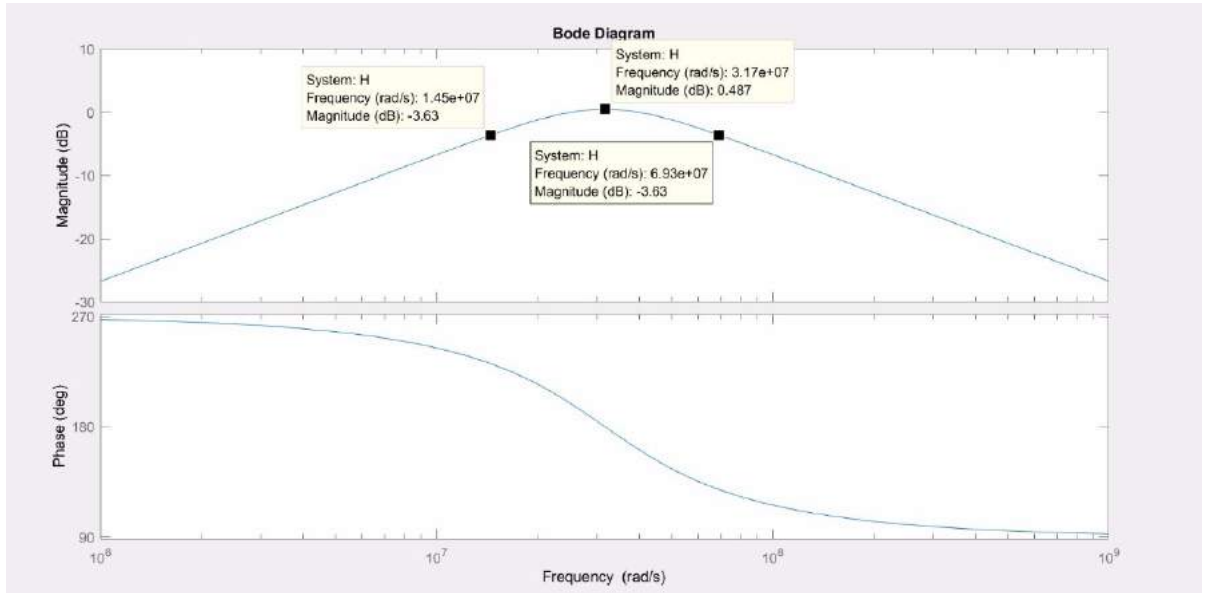


Figura 27 – Resposta em frequência do filtro passa-bandas de Delyiannis-Friend - plotada com o *software* MATLAB.

3.2.1.3 Retificador de meia onda com detecção de envoltória

A referência do circuito em questão foi extraída do trabalho de graduação de LOPES e ALMEIDA (2013). Esse circuito elimina a parte positiva do sinal do eco, entretanto,

como o amplificador está na configuração inversora, a saída desse estágio apresenta somente valores positivos. Para a explicação do funcionamento da topologia, considera-se uma senoide como entrada. Dessa forma, os esquemáticos apresentados (Figs. 28a e 28b) descrevem o comportamento do circuito nos semiciclos positivo e negativo:

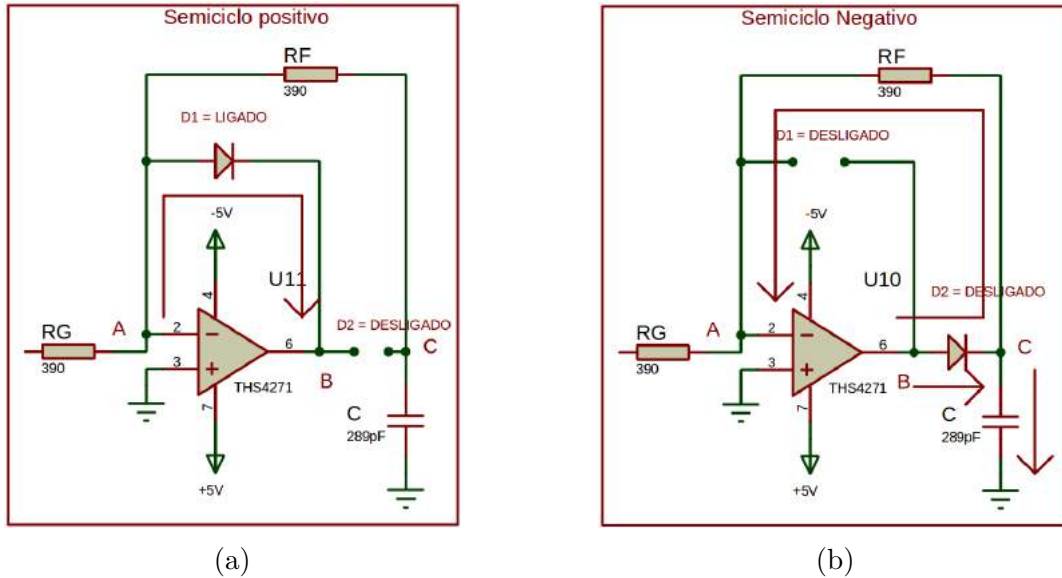


Figura 28 – Funcionamento do circuito nos semiciclos a) Positivo e b) Negativo

Observa-se que, no semiciclo positivo, o diodo $D1$ está diretamente polarizado devido ao terra virtual presente no nó A (ânodo) e à tensão negativa existente no nó B (cátodo). Com o diodo $D1$ diretamente polarizado, há uma queda de tensão V_{D1} em $D1$, o que faz com que a tensão no nó B seja menor que a tensão no nó C , desligando o diodo $D2$. Assim, a tensão no nó C é zero pois um terminal de R_F está conectado ao terra virtual e não há corrente fluindo por ele (o loop $B \rightarrow C \rightarrow A$ não é fechado) (MICROCHIP TECHNOLOGY INC., 2011).

No semiciclo negativo, como a tensão em B é positiva e existe um terra virtual em A , o diodo $D1$ é desligado e o diodo $D2$ é ligado. Com isso estabelece-se a malha de realimentação $B \rightarrow C \rightarrow A$. Dessa forma, no semiciclo negativo, este estágio passa a operar como um amplificador inversor com ganho unitário, pois $R_f = R_g$. Logo, a tensão no nó C será igual a tensão na entrada invertida, carregando o capacitor C com uma tensão positiva.

3.2.1.4 Filtro passa-baixas Sallen-Key de segunda ordem

A finalidade desse estágio é fornecer maior atenuação às altas frequências ($> 12,4 \text{ MHz}$) e ainda proporcionar um ganho de um amplificador não inversor:

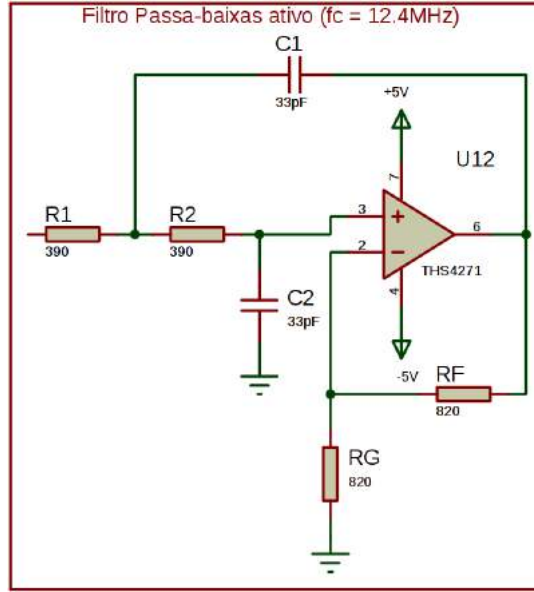


Figura 29 – Topologia Sallen-Key do Filtro passa-baixas utilizado.

Como mostrado por [Schaumann Rolf e Valkenburg \(2009\)](#), após a derivar a função de transferência do circuito (considerando $C_1 = C_2 = C$ e $K = 1 + \frac{R_f}{R_G}$) e comparar com o formato padrão para passa-baixas

$$T(s) = \frac{K \frac{G_1 G_2}{C^2}}{s^2 + s \frac{G_1 + G_2(2-K)}{C} + \frac{G_1 G_2}{C^2}} = \frac{H \omega_0^2}{s^2 + s \frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2} \quad (3.13)$$

são extraídos a frequência de centro ω_0 , o fator de qualidade Q e o ganho CC H em função das condutâncias e do ganho do amplificador não inversor K

$$\omega_0^2 = \frac{G_1 G_2}{C^2} \quad Q = \frac{\sqrt{G_1 G_2}}{G_1 + G_2(2-K)} \quad H = K > 1 \quad (3.14)$$

Dessa forma, para facilitar a montagem do filtro, escolheram-se dois capacitores iguais ($C = 33pF$) e dois resistores iguais ($G_1 = G_2 = G = \frac{1}{R}$), e, além disso, considerou-se $H = K$. Com essas simplificações, obtêm-se

$$Q = \frac{1}{3-K} \quad (3.15)$$

Verifica-se que, para um alto fator de qualidade Q , K deve se aproximar do valor 3. Por fim, escolheu-se $K = 2$, isto é, $R_f = R_G = 820\Omega$ e o resistor foi selecionado de forma a atender o requisito da frequência de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi \cdot 12 \cdot 10^6 \cdot 33 \cdot 10^{-12}} = 401,9 \Omega \quad (3.16)$$

Como $401,9\ \Omega$ não é um valor comercialmente disponível, decidiu-se utilizar o valor mais próximo possível ($390\ \Omega$), que não muda significativamente o valor da frequência de corte pré-estabelecida.

3.2.1.5 Circuito comparador

O último estágio (Fig. 30) trata-se de um circuito comparador simples, que irá saturar a saída do amplificador operacional caso o sinal na entrada não-inversora seja maior que a tensão de *threshold*, a qual é definida pelo divisor de tensão e pode ser ajustada com o auxílio do potenciômetro. Dessa maneira, após passar por todos os estágios, o sinal de saída consiste em um sinal digital.

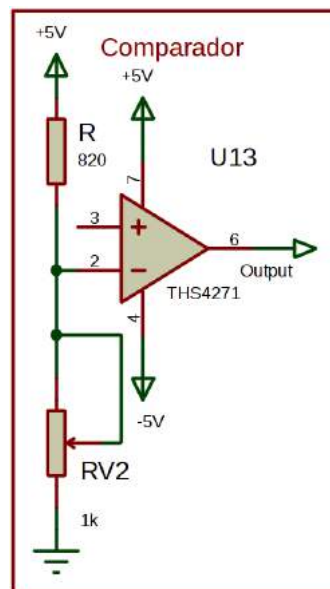


Figura 30 – Comparador com *threshold* variável através do potenciômetro *RV1*.

3.2.2 Protocolo Experimental (Bloco de Acrílico)

Para os testes iniciais realizados com acrílico, seguiu-se o seguinte procedimento:

1. Aplicar o gel de acoplamento no bloco de acrílico, de modo que o transdutor possa ser alinhado com a perfuração, como mostrado na Fig. 31.
2. Excitar o transdutor com diferentes pulsos elétricos, variando parâmetros como amplitude e número de ciclos.
3. Posicionar o transdutor de modo a alinhá-lo com a perfuração.
4. Medir, com o auxílio do osciloscópio, a diferença de tempo entre a recepção dos ecos originados pela interface transdutor/acrílico e acrílico/ar.

5. Retirar o transdutor da posição inicial e reposicioná-lo de forma a ficar alinhado com a perfuração.
6. Repetir os itens 3., 4., e 5. dez vezes a fim de verificar a reprodutibilidade das medidas
7. Realizar análise estatística dos dados para verificar a confiabilidade da solução.

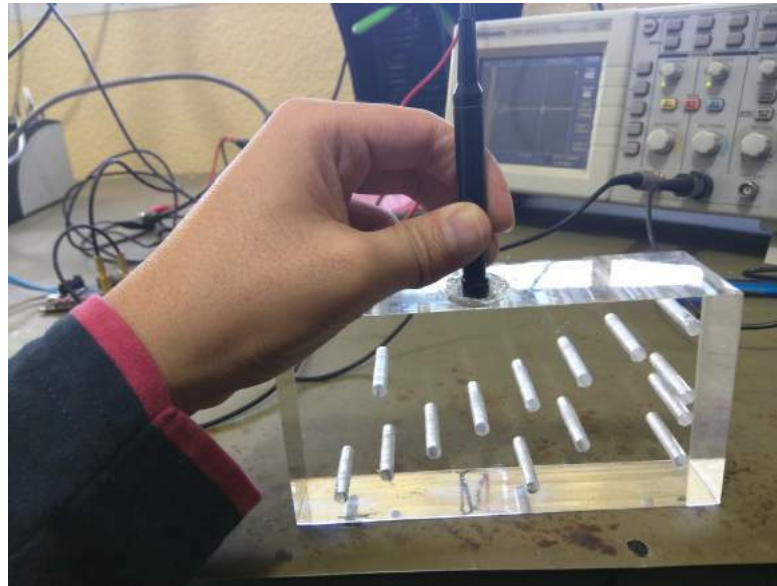


Figura 31 – Execução do ensaio utilizando o bloco de acrílico.

No procedimento em questão, foram aplicados pulsos com as formas de onda apresentadas na Fig. 32 e 33 , com amplitudes de $\pm 12V$ e $\pm 20V$.

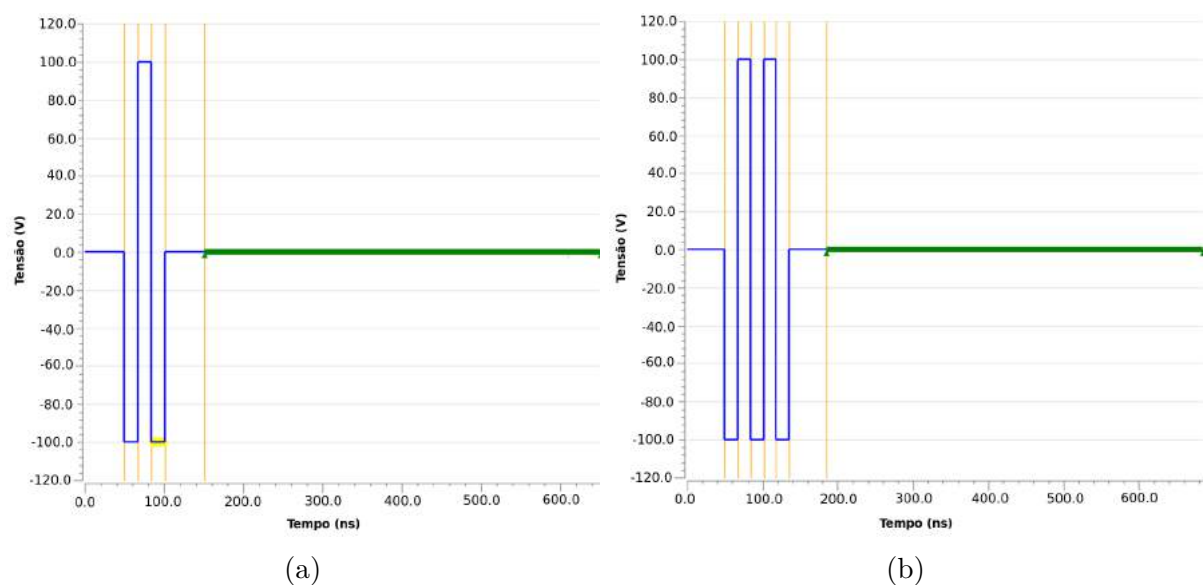


Figura 32 – Formato dos pulsos de excitação aplicados ao transdutor: a) Um pico positivo. b) Dois picos positivos. As amplitudes apresentadas são meramente ilustrativas uma vez que, o fabricante especifica o limite da tensão para $\pm 90V$

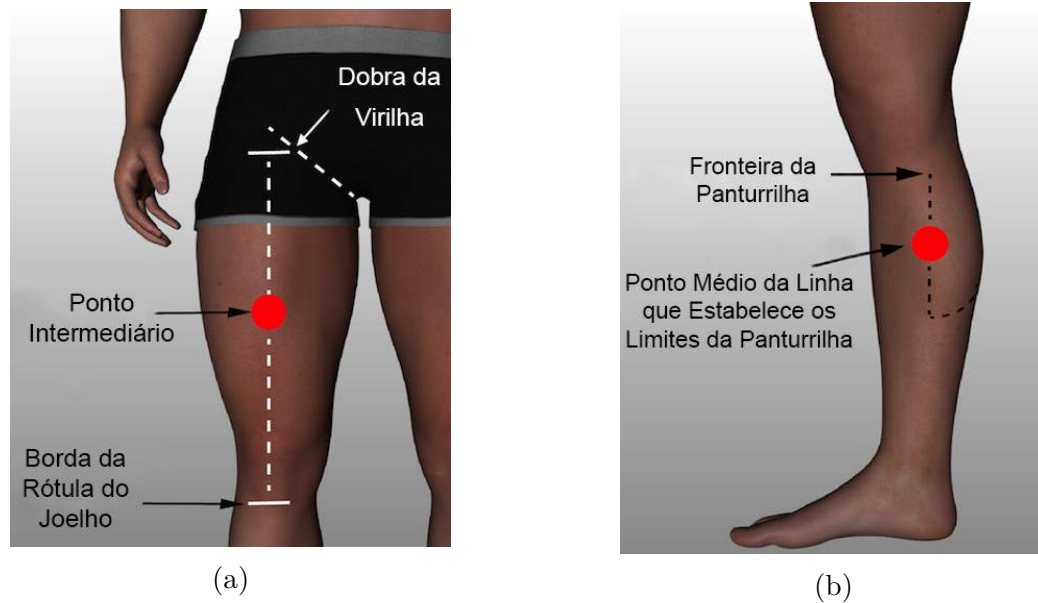


Figura 35 – Continuação dos pontos anatômicos (modificado): a) Coxa. b) Panturrilha.
Fonte: [IntelaMetrix \(2017\)](#)

É importante mencionar que, no procedimento descrito abaixo, o equipamento de ultrassonografia portátil GE Logiq 100 PRO sempre é utilizado acoplado ao transdutor de *array* linear L76:

1. Selecionar o ponto anatômico a ser examinado;
2. Marcar o ponto a ser examinado (com uma caneta, por exemplo), com base nas Figs. 34 e 35;
3. Realizar três medidas com o adipômetro;
4. Aplicar o gel condutor no local marcado no item 2;
5. Realizar três medidas com o equipamento de ultrassom *GE Logiq 100 PRO*;
6. Reaplicar o gel condutor no local marcado no item 2;
7. Realizar três medidas com o protótipo, posicionando o transdutor de maneira perpendicular ao tecido e aplicando pressão necessária somente para estabelecer o contato entre o transdutor e a pele;
8. Observar o sinal de saída do protótipo (ecos) com o auxílio do osciloscópio;
9. Congelar a forma de onda do osciloscópio quando o transdutor estiver posicionado de forma estável;

10. Analisar a forma de onda congelada no osciloscópio de forma a procurar os *timestamps* das bordas de subida que são coerentes com as medidas realizadas com o adipômetro e com o *Logiq 100 PRO*;
11. Anotar os *timestamps* das bordas de subida coerentes e convertê-las em uma medida de espessura considerando a velocidade de propagação do som (v) em tecidos moles (1540 m/s) (SOCIETY, 2017) de acordo com a Eq. 2.15:

$$d = \frac{v \cdot \Delta t}{2} = \frac{1540 \cdot (t_2 - t_1)}{2}, \quad (3.17)$$

onde t_2 e t_1 são os instantes de tempo no quais ocorreram as bordas de subida correspondentes às interfaces gordura/músculo e pele/gordura, respectivamente

12. Repetir dos passos 1 ao 11 até concluir todos os pontos anatômicos.
13. Realizar análise estatística dos dados coletados a fim de verificar concordância entre as medições realizadas com os diferentes equipamentos (adipômetro, Logiq 100 PRO e protótipo do *scanner* ultrassônico).

4 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão abordados os resultados obtidos seguindo os protocolos experimentais apresentados anteriormente e, além disso, será realizada a discussão dos mesmos.

4.1 Resultados

4.1.1 Testes em bloco de acrílico

A fim de confirmar que a frequência de ressonância do transdutor adquirido era 5 MHz e extrair a largura de banda do sinal de eco, obteve-se a resposta em frequência do sinal de recepção dos ecos. A Figura 36 apresenta o resultado obtido com auxílio do osciloscópio (o osciloscópio utilizado não dispunha de interface para salvar a figura, então a imagem abaixo trata-se de uma fotografia realizada com um *smartphone*).

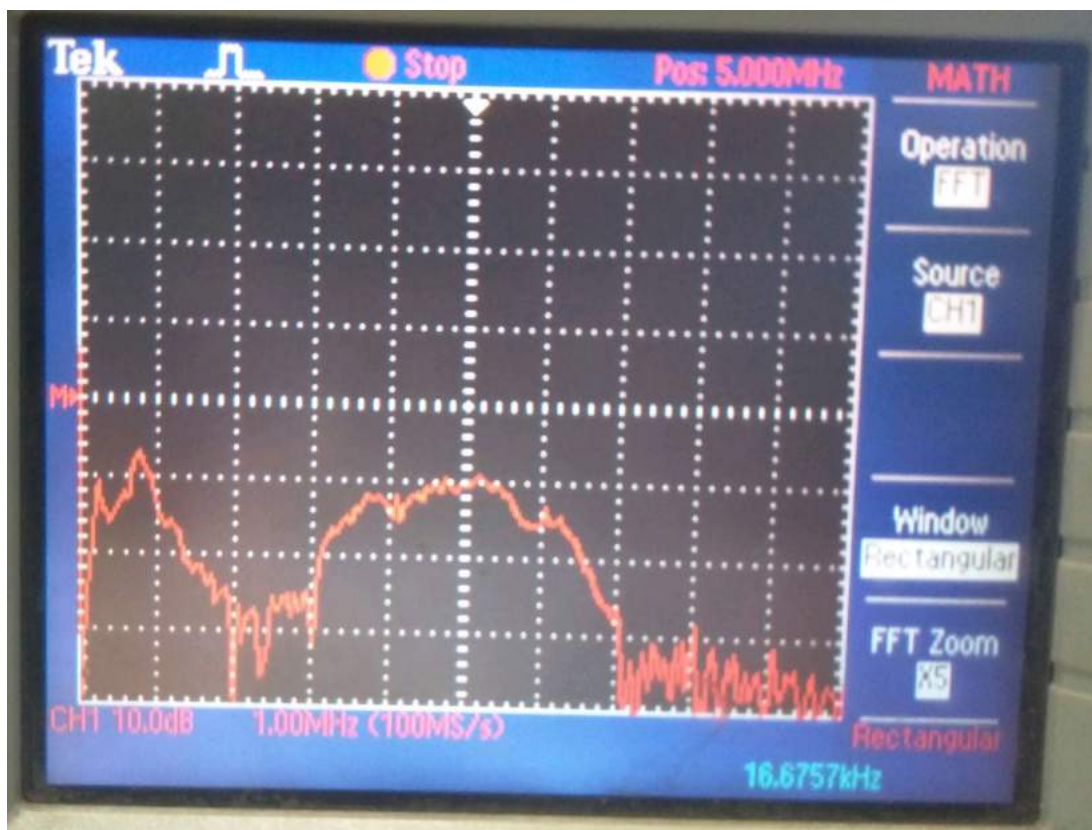


Figura 36 – FFT do sinal (eco ultrassônico). Observa-se que a frequência de ressonância do transdutor está em 5MHz e o sinal tem uma banda de aproximadamente 4MHz.

Para obter a resposta em frequência apresentada na Fig. 36, conectou-se o transdutor diretamente ao kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1, que transmitiu pulsos

de excitação com frequência de 5 MHz ao transdutor (a configuração de pulso de excitação utilizada foi a apresentada na Fig. 17, com $\pm 12V$).

As Figs. 37 e 38 apresentam um típico pulso de excitação, com somente um pico positivo, de $\pm 12V$ utilizado nos ensaios para validação da solução em bloco de acrílico e um típico sinal de eco captado pelo transdutor, respectivamente:

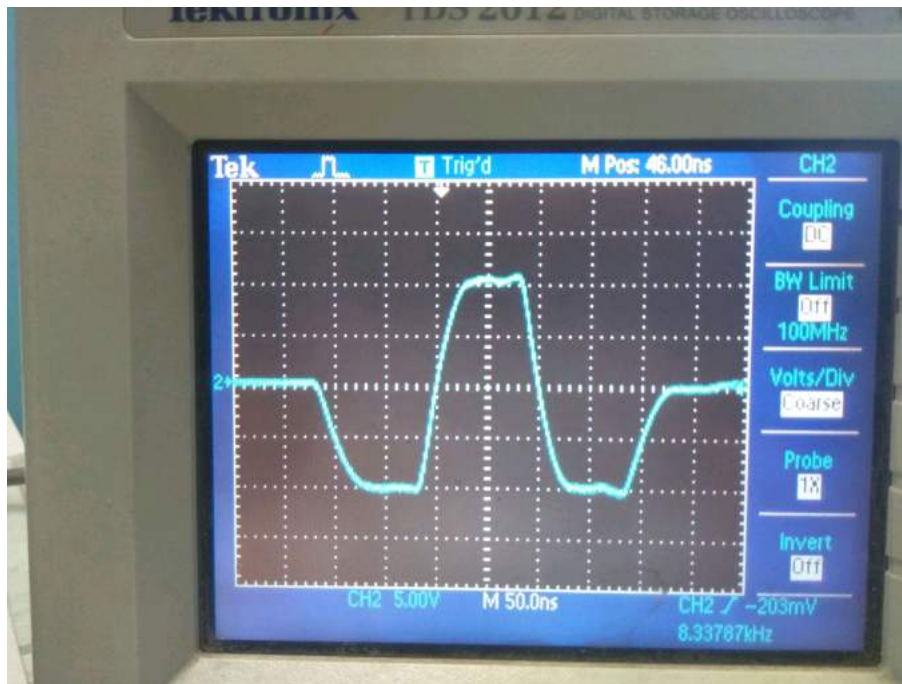


Figura 37 – Típico pulso de excitação de $\pm 12V$ aplicado ao transdutor durante os testes realizado em bloco concebido em acrílico.

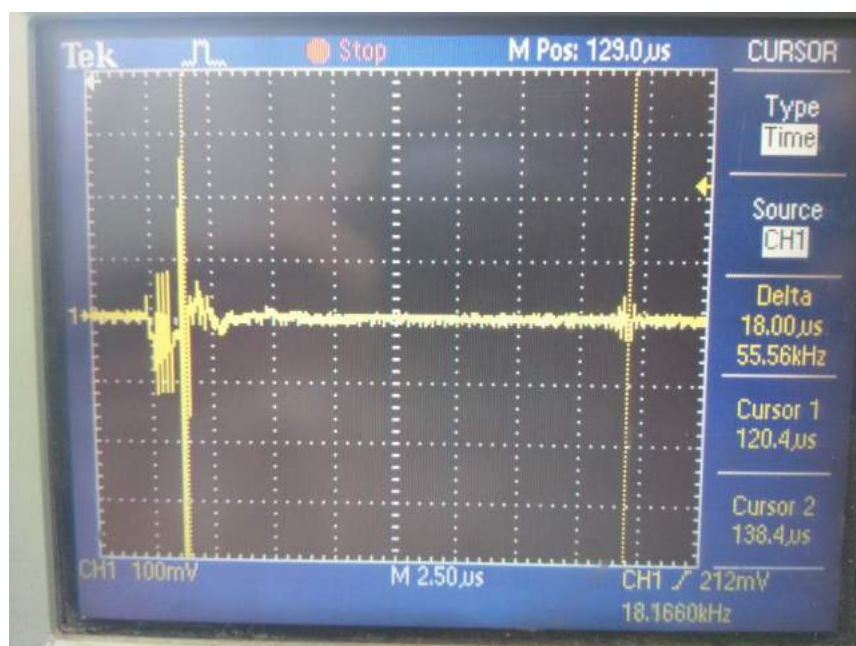


Figura 38 – Eco referente à uma das medidas realizadas (25mm).

As Tabelas 4, 5 e 6 mostram os resultados adquiridos seguindo o protocolo experimental para o bloco de acrílico, explicitado no capítulo anterior:

Tabela 4 – Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 32a.

Medida	Furo #1 (mm) ($d \approx 8,5mm$)	Furo #2 (mm) ($d \approx 16,4mm$)	Furo #3 (mm) ($d \approx 25mm$)
1	8,3538	16,7895	25,2525
2	8,2992	16,7895	24,9795
3	8,2992	16,7895	24,9795
4	8,2992	16,7895	24,9795
5	8,463	16,653	24,843
6	8,463	16,7895	24,9795
7	8,5176	16,7895	24,9795
9	8,463	16,7895	24,843
9	8,463	16,7895	24,9795
10	8,463	16,7895	24,9795
Média (\bar{x})	8,4084	16,77585	24,9795
Desvio padrão (σ)	0,0809848875	0,04095	0,1057324454
Erro quadrático médio (EQM)	0,14949112	1,42940125	0,115996

Tabela 5 – Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 32b.

Medida	Furo #1 (mm) ($d \approx 8,5mm$)	Furo #2 (mm) ($d \approx 16,4mm$)	Furo #3 (mm) ($d \approx 25mm$)
1	8,4084	16,653	24,843
2	8,463	16,7895	24,843
3	8,4084	16,7895	24,843
4	8,3538	16,653	24,843
5	8,3538	16,653	24,843
6	8,463	16,5165	24,843
7	8,3538	16,653	24,843
8	8,3811	16,653	25,116
9	8,4084	16,5165	24,843
10	8,3538	16,653	24,9795
Média (\bar{x})	8,39475	16,653	24,88395
Desvio padrão (σ)	0,04095	0,0863301801	0,0874026458
Erro quadrático médio (EQM)	0,12754465	0,714619	0,21106825

Tabela 6 – Resultados referentes à aplicação do pulso apresentado na Fig. 33.

Medida	Furo #1 (mm) ($d \approx 8,5mm$)	Furo #2 (mm) ($d \approx 16,4mm$)	Furo #3 (mm) ($d \approx 25mm$)
1	8,19	16,38	24,843
2	8,3538	16,38	24,57
3	8,463	16,38	24,7065
4	8,463	16,2435	24,843
5	8,5722	16,38	24,7065
6	8,2446	16,2435	24,843
7	8,2992	16,5165	24,843
8	8,19	16,5165	24,843
9	8,2992	16,38	24,7065
10	8,4084	16,38	24,7065
Média (\bar{x})	8,34834	16,38	24,7611
Desvio padrão (σ)	0,1207388604	0,0863301801	0,0905438568
Erro quadrático médio (EQM)	0,37578628	0,078529	0,652714

Para avaliar os Algarismos Significativos que devem ser utilizados para representar o resultado da medida, a expressão

$$s_\sigma = \frac{\sigma}{\sqrt{2N}} \quad (4.1)$$

foi utilizada, onde s_σ representa a partir de qual casa decimal a medida começa a ser afetada pela imprecisão, σ é o desvio padrão e N é a quantidade de amostras (GALLAS, 2009). Dessa forma, para a Tab. 4 tem-se:

$$\begin{aligned}
s_{\sigma-8,5mm} &= \frac{0,0809848875}{\sqrt{2 \cdot 10}} \cong 0,02 \\
s_{\sigma-16,4mm} &= \frac{0,04095}{\sqrt{2 \cdot 10}} \cong 0,009 \\
s_{\sigma-25mm} &= \frac{0,1057324454}{\sqrt{2 \cdot 10}} \cong 0,02
\end{aligned} \quad (4.2)$$

Logo, a medida resultante para cada furo seria:

$$\begin{aligned}
F_{1(8.5mm)} &= 8,41 \pm 0,08 \\
F_{2(16.4mm)} &= 16,776 \pm 0,041 \\
F_{3(25mm)} &= 24,98 \pm 0,11
\end{aligned} \quad (4.3)$$

Analogamente, para a Tab. 5 (à esquerda) e 6 (à direita) tem-se:

$$\begin{aligned} F_{1(8,5mm)} &= 8,395 \pm 0,041 & F_{1(8,5mm)} &= 8,35 \pm 0,12 \\ F_{2(16,4mm)} &= 16,65 \pm 0,09 & F_{2(16,4mm)} &= 16,38 \pm 0,09 \\ F_{3(25mm)} &= 24,88 \pm 0,09 & F_{3(25mm)} &= 24,76 \pm 0,09 \end{aligned} \quad (4.4)$$

Após a análise dos dados das tabelas com os resultados dos ensaios no bloco concebido em acrílico, é possível notar uma boa precisão ao relacionar o valor real, que fora obtido com auxílio do paquímetro e o valor medido, a partir da técnica pulso-eco, com ultrassom. Os menores erros quadráticos médios (EQM) foram obtidos ao testar a forma de onda mostrada na Fig. 32b (que tem 3 picos negativos e 2 positivos), o que sugere que essa seja a forma de onda mais adequada para excitar o transdutor. Ademais, constata-se a reprodutibilidade da técnica, ao analisar os desvios padrões da média (s) em todos os casos. As Figuras 39 e 40 apresentam os dados das Tabs. 4, 5 e 6 de forma gráfica:

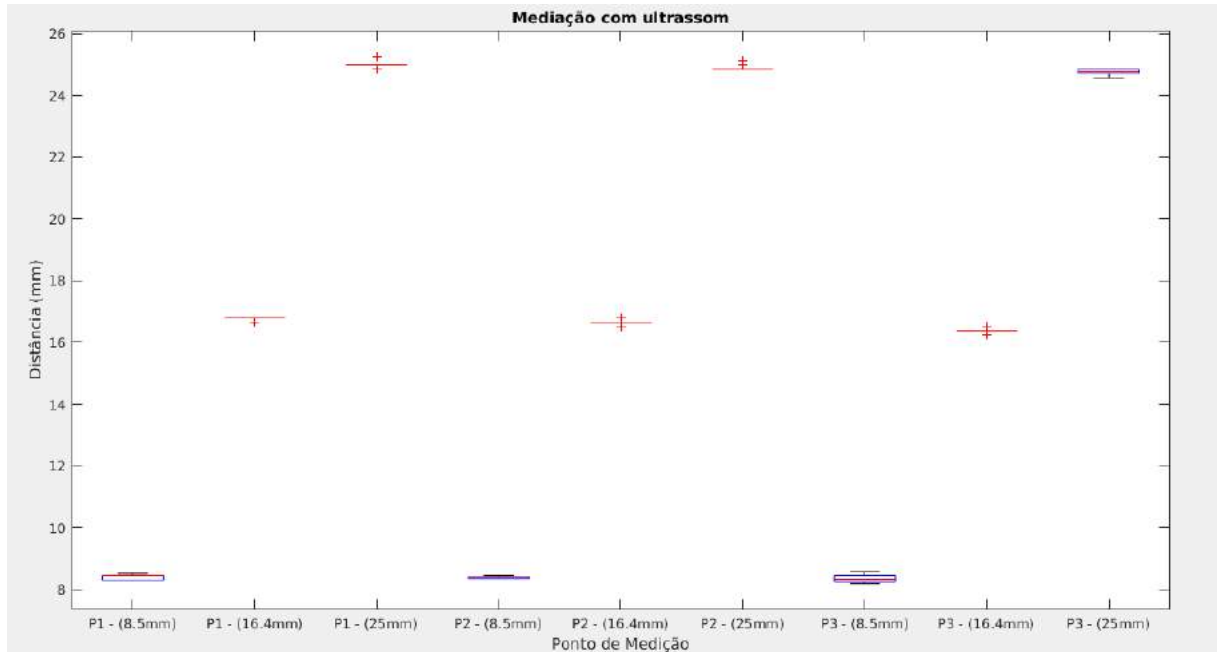


Figura 39 – Gráfico obtido com a função *boxplot()* do MATLAB, que permite uma visualização estatística dos dados coletados. P1, P2 e P3 representam os 3 pulsos ultrassônicos representados nas Figs. 32a, 32b e 33, respectivamente. Tais pulsos foram aplicados aos furos cujas distâncias em relação à posição do transdutor são: 8,5 mm, 16,4 mm e 25 mm.

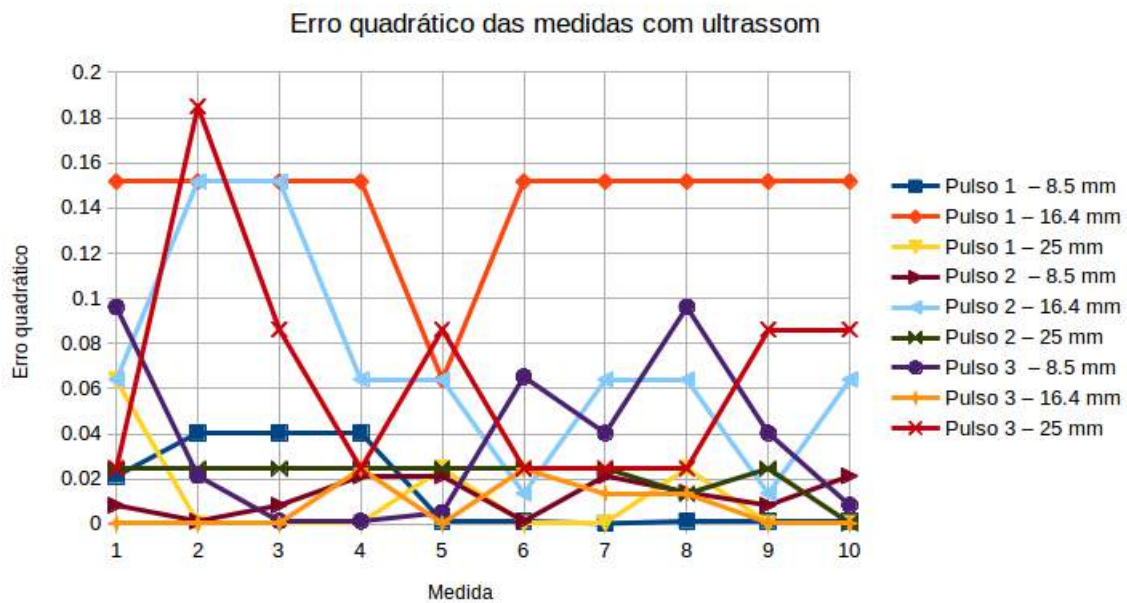


Figura 40 – Erro quadrático entre a medição com paquímetro e a medição com ultrassom.

4.1.2 Testes em voluntários

A Fig 41 apresenta uma foto do protótipo final do circuito de processamento do eco contendo todos os blocos das Figs. 22 e 23, utilizado para realizar os testes em voluntários humanos:

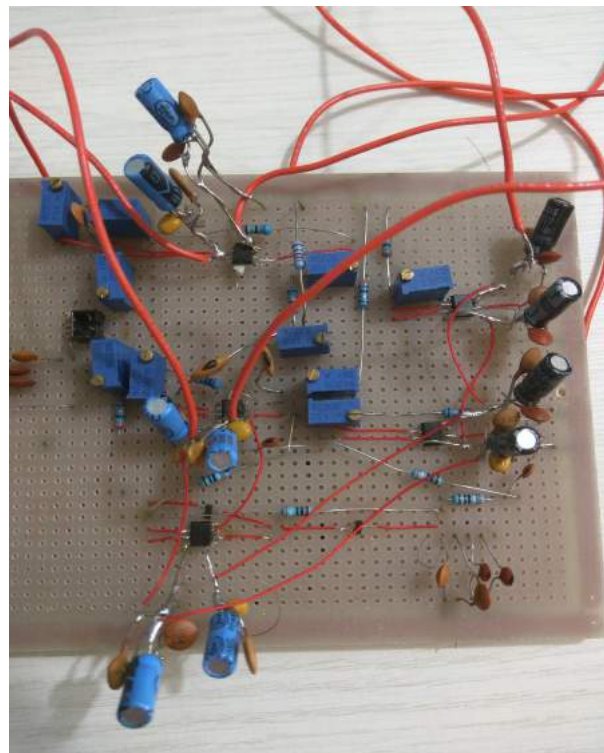


Figura 41 – Protótipo final do circuito de processamento dos ecos - os potenciômetros foram inseridos a fim de fornecer liberdade de configuração.

As Figs. 42 e 43 apresentam resultados obtidos em um dos voluntários:

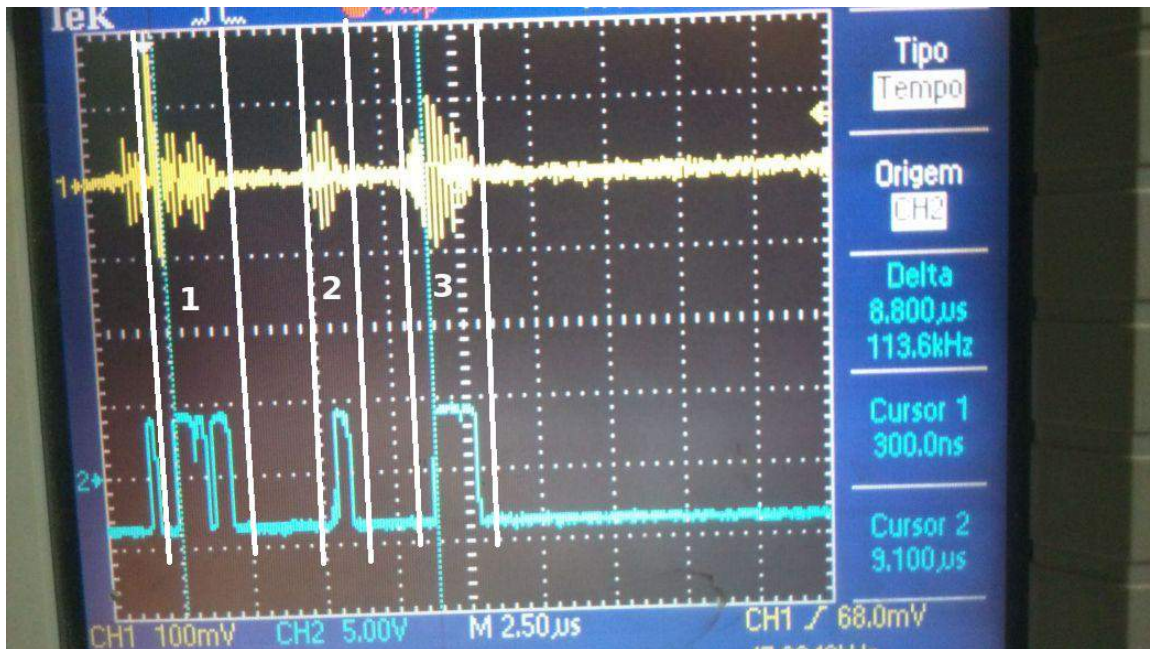


Figura 42 – Teste realizado na panturrilha do Indivíduo 4 utilizando o protótipo do *scanner* ultrassônico.

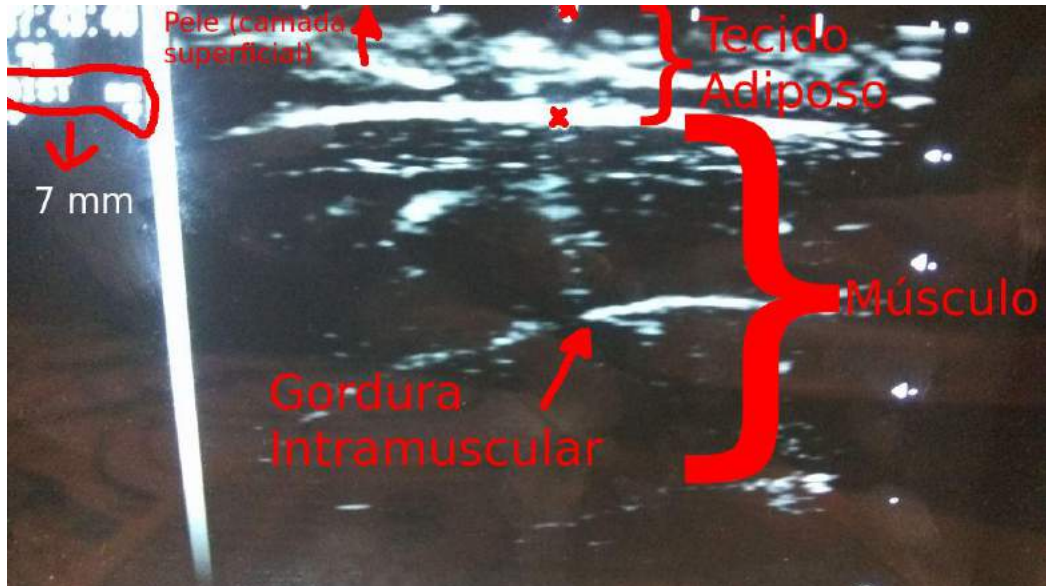


Figura 43 – Teste realizado na panturrilha do Indivíduo 4 utilizando o GE Logiq 100 PRO.

Ao realizar uma rápida análise das Figs. 42 e 43 nota-se a existência de três ecos principais (sinal amarelo) e os pulsos correspondentes na saída (sinal azul). Com o transdutor utilizado, o primeiro eco sempre tem o formato mostrado na Fig. 42. O significado dos dois outros ecos é obtido a partir da análise da Fig. 43, onde é possível observar a existência de duas interfaces mais superficiais, porém somente a segunda tem as caracte-

rísticas da interface desejada (gordura/músculo). Observa-se ainda que a espessura obtida com o protótipo

$$d = \frac{v \cdot \Delta t}{2} = \frac{1540 \cdot 8,8 \cdot 10^{-6}}{2} = 6,78 \text{ mm} \quad (4.5)$$

é significativamente próxima da obtida com o GE Logiq 100 PRO (7 mm) na Fig. 43.

Como obtiveram-se os melhores resultados com o pulso de excitação da Fig. 32b para os testes com acrílico, o mesmo formato de pulso foi utilizado para obter os dados da Tab. 7, que exhibe os dados coletados seguindo o protocolo experimental mostrado no capítulo anterior. Os dados apresentados na tabela representam as médias das três medidas realizadas em cada ponto anatômico. Alguns pontos anatômicos não foram avaliados em determinados indivíduos pois o indivíduo optou por não realizar o teste naquele ponto.

Tabela 7 – Resultados das medidas realizadas em voluntários - dados em milímetros (mm)

		Bíceps	Tríceps	Cintura	Coxa	Panturrilha
Indivíduo #1	Logiq 100 PRO	1,33	2	3,5	4	1,83
	Adipômetro	1,36	2,06	3,64	5	2
	Protótipo	0,89	2,22	3,22	4,26	1,9
Indivíduo #2	Logiq 100 PRO	1,33	4,33	5,33	5,33	2,67
	Adipômetro	1,5	3,25	5,25	5,58	2,68
	Protótipo	1,06	4,42	4	5,44	3,22
Indivíduo #3	Logiq 100 PRO	1	7,33	9,33	7,67	4,67
	Adipômetro	1,33	6,84	15,66	10,25	5,92
	Protótipo	0,95	6,57	9,57	7,64	5,56
Indivíduo #4	Logiq 100 PRO	1,67	8	-	13	7
	Adipômetro	2	7,75	-	15,16	8,84
	Protótipo	2,37	8,27	-	12,67	6,6
Indivíduo #5	Logiq 100 PRO	1,33	2,33	7	-	2,67
	Adipômetro	1,84	2	7	-	2,5
	Protótipo	0,92	3,24	10,05	-	3,37
Indivíduo #6	Logiq 100 PRO	2	-	-	10	7
	Adipômetro	2,5	-	-	10,59	7,5
	Protótipo	2,7	-	-	10,49	6,93

A análise dos resultados da Tab. 7 foi realizada em R, o *script* utilizado para tal análise está nos Anexos deste trabalho. Para cada voluntário, o algoritmo realiza o teste de normalidade de Shapiro-Wilk para o *array* de diferenças entre as medidas obtidas com o adipômetro e o Logiq 100 PRO ($Indivíduo_{Logiq\ 100\ PRO} - Indivíduo_{Protótipo}$ e $Indivíduo_{Adipômetro} - Indivíduo_{Protótipo}$), caso o valor de p seja maior que 0,05, tem-se uma indicação de normalidade, e pode-se utilizar a análise de Bland-Altman para

verificar a concordância. No conjunto de dados analisados, a única comparação invalidada pelo teste ($p < 0,05$) foi a estabelecida entre o protótipo e o adipômetro para o Indivíduo #3, e, dessa forma, não foi gerado o gráfico de Bland-Altman para essa comparação ($Indivíduo3_{Adipômetro}$ e $Indivíduo3_{Protótipo}$). As Figs. 44, 45, 46, 47, 48 e 49 apresentam os gráficos de Bland-Altman:

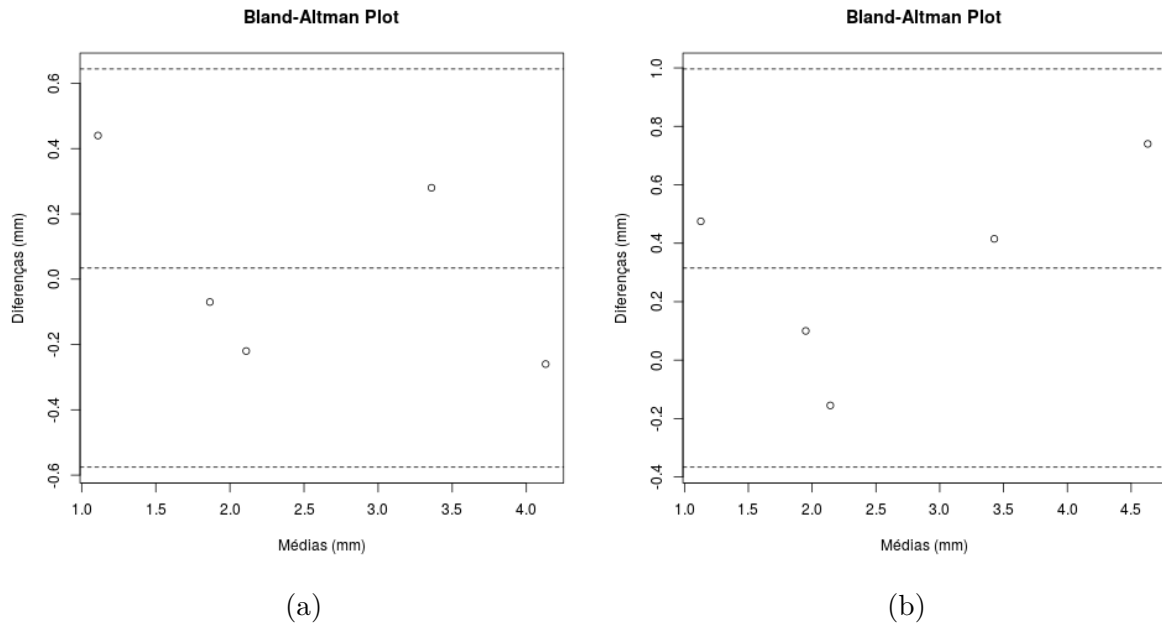


Figura 44 – Indivíduo 1: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.

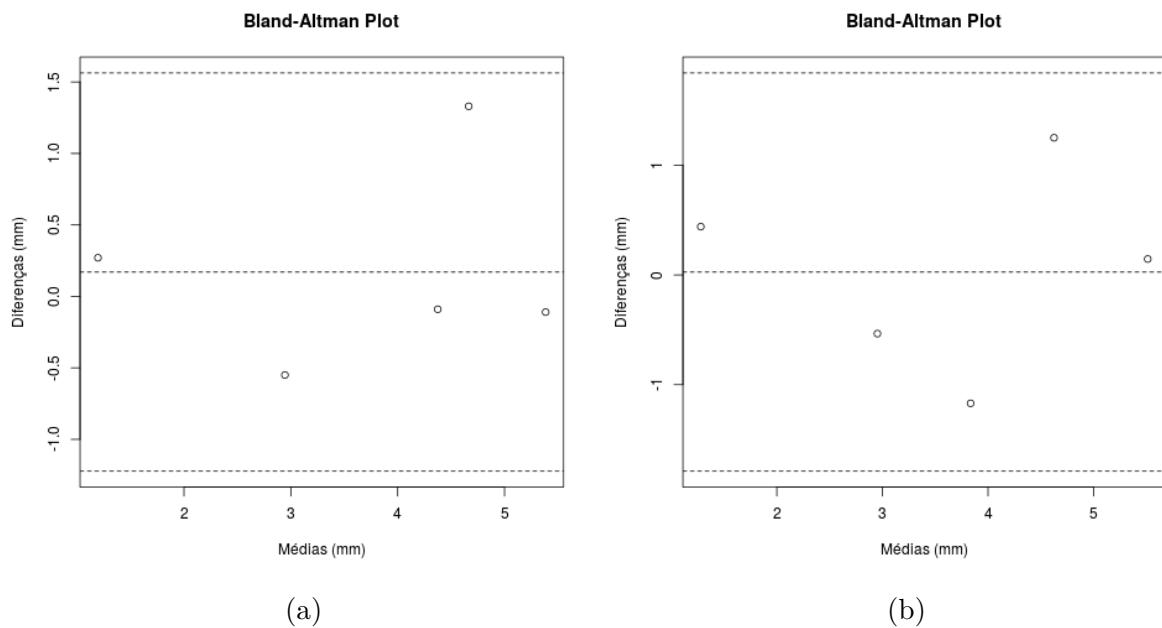


Figura 45 – Indivíduo 2: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.

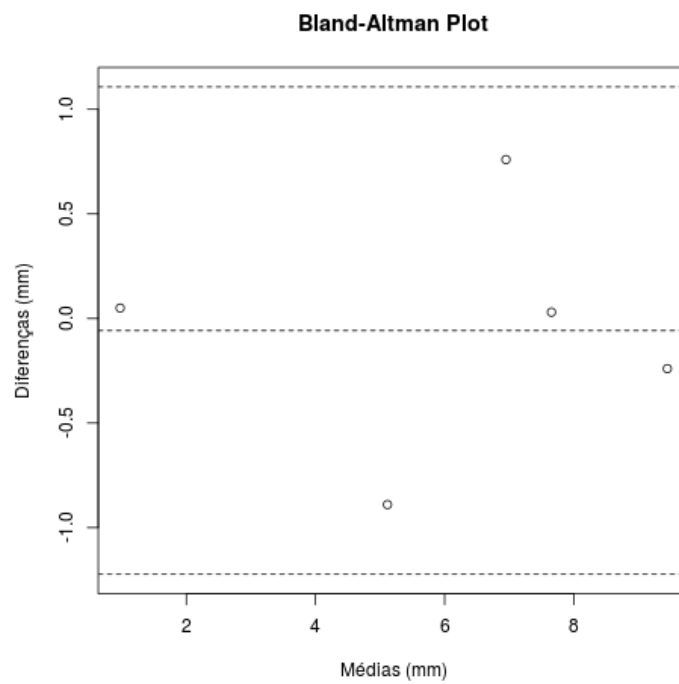


Figura 46 – Indivíduo 3: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo.

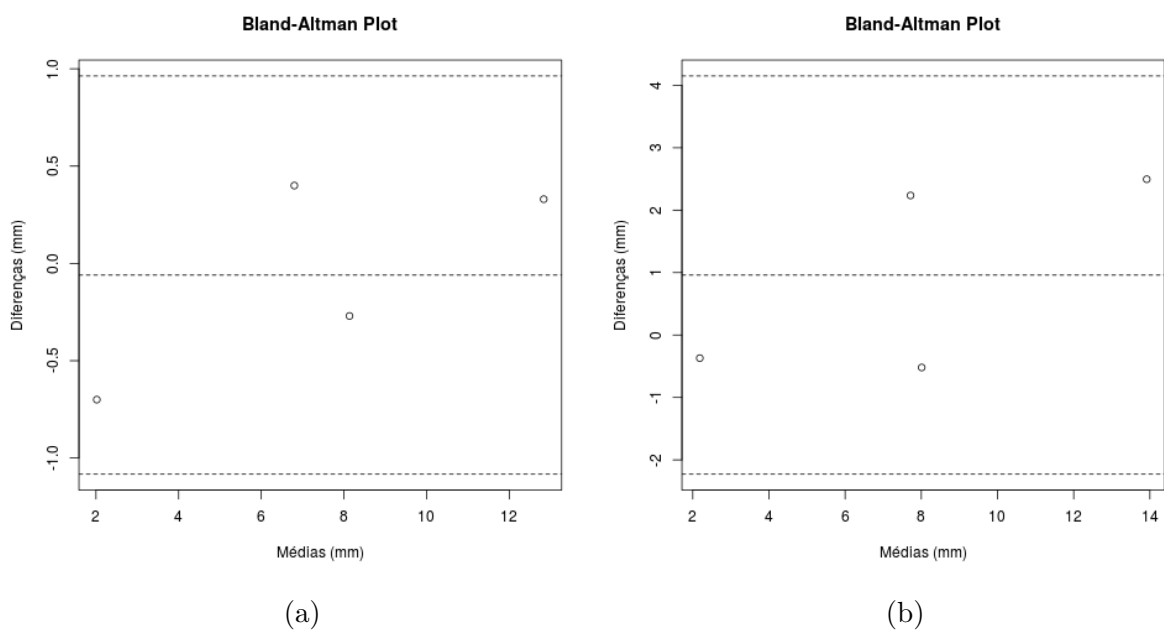


Figura 47 – Indivíduo 4: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.

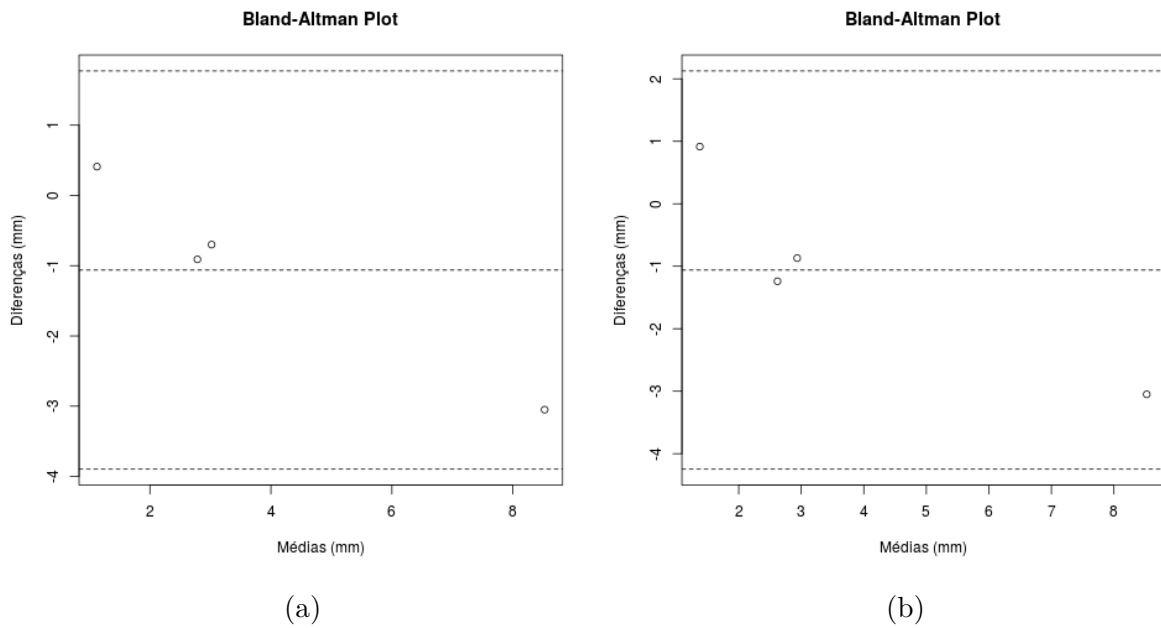


Figura 48 – Indivíduo 5: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.

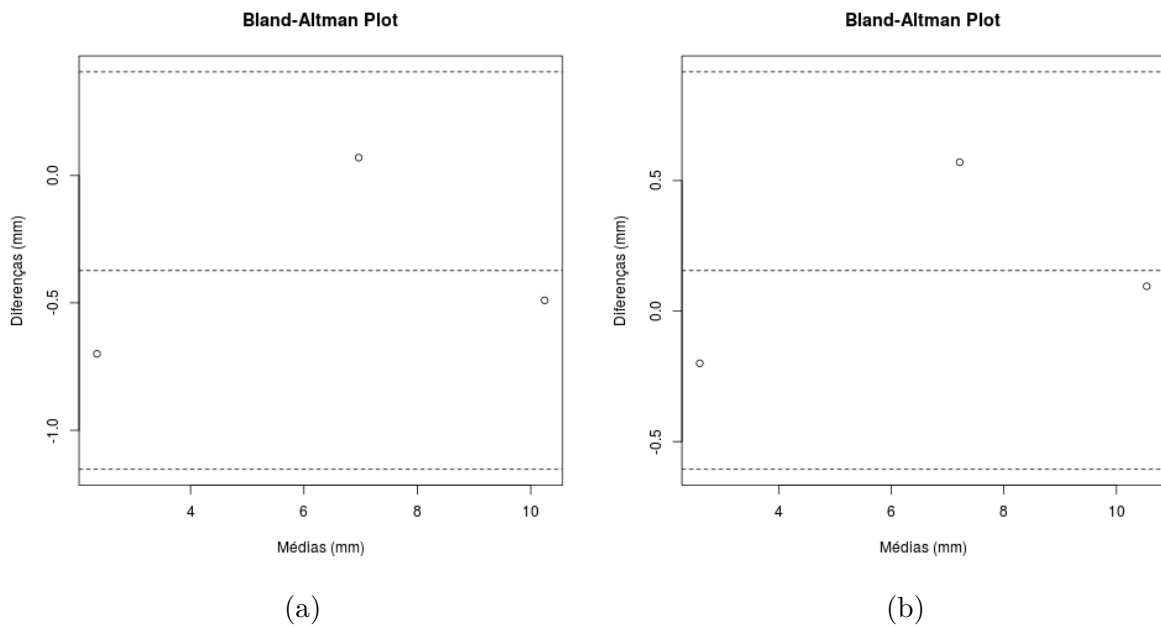


Figura 49 – Indivíduo 6: a) Logiq 100 PRO vs. Protótipo. b) Adipômetro vs. Protótipo.

4.2 Discussão

Com os testes realizados em bloco de acrílico perfurado, foi possível observar que a frequência de ressonância ocorre em 5 MHz, como esperado, e que a banda do sinal é de aproximadamente 4 MHz. Além disso, nota-se que o erro quadrático entre as amostras é significativamente baixo ($<0,2$ mm), e não varia muito. Dessa forma, observa-se precisão razoável para a técnica de medição de espessura utilizando ultrassom.

Com os testes realizados em voluntários, foi possível verificar forte concordância entre os métodos tradicionais de acesso à espessura da camada adiposa (via adipômetro e via ultrassonografia em modo B - com o aparelho portátil Logiq 100 PRO) e o protótipo detalhado na Fig. 21. Os gráficos de Bland-Altman mostrados representam casos nos quais todas as diferenças estão contidas na região delimitada pelos limites de concordância superior e inferior, isto é, representando 95% dos casos estudados e, além disso, o viés é significativamente baixo (<1 mm na maioria dos casos).

Apenas uma das distribuições do viés falhou no teste de normalidade de Shapiro-Wilk, que foi a do Indivíduo #3, mas isso se deve à grande discrepância que é notada nas medidas da cintura deste indivíduo (Tab. 7). Muito provavelmente o manuseio do adipômetro foi feito de forma errada para esse ponto anatômico deste indivíduo.

Os principais desafios encontrados no desenvolvimento do protótipo foram a falta de documentação do transdutor adquirido e a necessidade de realizar a prototipagem com componentes SMT (*Surface Mount Technology*), devido à indisponibilidade de componentes (amplificadores operacionais e diodos) com encapsulamentos que facilitariam a prototipagem (DIP - *Dual In-line Package*, por exemplo).

Além disso, é necessário mencionar o fato que impossibilitou a realização de testes com mais voluntários e com carcaças animais: a falha de *hardware* irreversível no kit de desenvolvimento STEVAL-IME012V1. Durante os experimentos conduzidos para estimar qual seria o consumo máximo do transdutor, ocorreu a falha. Para testar o pior caso, ou seja, maior consumo de corrente possível, configurou-se o CI STHV749 para o modo *continuous-wave*, onde não há fase de recepção de ecos e o transdutor é excitado continuamente. O procedimento que foi seguido era aumentar as tensões de alimentação ($\pm 12V \rightarrow \pm 30V$) e anotar a corrente solicitada da fonte de bancada. A medição utilizando $\pm 12V$ foi executada com sucesso ($I \approx 300mA$), porém quando a tensão foi elevada para $\pm 30V$ ocorreu um curto-circuito. Suspeita-se que o que ocasionou a queima foi um contato brusco entre o $+30V$ e o *GND* do kit no momento de conexão dos cabos de alimentação, o que ocasionou um curto-circuito. Decidiu-se não adquirir outro kit para prosseguir com os testes devido à uma série de razões: elevado custo (USD 125,00), pelo fato de ter encontrado uma outra opção de transmissor/receptor de pulsos ultrassônicos (CI HV7361) de menor custo e pelo fato de já ter colhido dados que validam o sistema.

Após desenvolver o protótipo e colher os resultados, iniciaram-se os estudos para a implementação do protótipo portátil e alimentado por bateria em PCB (*Printed Circuit Board*). Dessa maneira, como é necessário excitar o transdutor com pulsos elétricos de amplitude elevada ($\pm 30V$), faz-se necessário o uso de um conversor DC-DC com a topologia *boost* para elevar a tensão da bateria até as tensões de excitação do transdutor. As opções de conversores levantadas foram LT3471 da *Linear Technology* e ADP5071 da *Analog Devices*, pelo fato de terem correntes de saída elevadas ($> 1A$) e por serem

capazes de produzir tensões simétricas de saída, tornando possível, por exemplo, elevar $+3,3V$ para $\pm 34V$ utilizando apenas um CI e alguns componentes periféricos (indutores, capacitores e resistores). Como já fora mencionado, o CI transmissor e receptor de pulsos escolhido para o protótipo em PCB é o HV7361 da *Microchip*, que é alimentado por uma tensão de $+10V$.

A Fig. 50 mostra o sistema portátil proposto. A ideia é que os pulsos de saída (sinal azul mostrado na Fig. 42) sejam amostrados diversas vezes e que sejam enviados via *Bluetooth* para um dispositivo *mobile* que processará o pacote em um aplicativo de forma a detectar as bordas de subida que correspondem as interfaces de interesse (pele/gordura e gordura/músculo) em cada ponto anatômico. Com essa abordagem, há uma grande redução de custo do equipamento, pois elimina-se a necessidade do conversor analógico-digital e de um microcontrolador com maior capacidade de processamento.

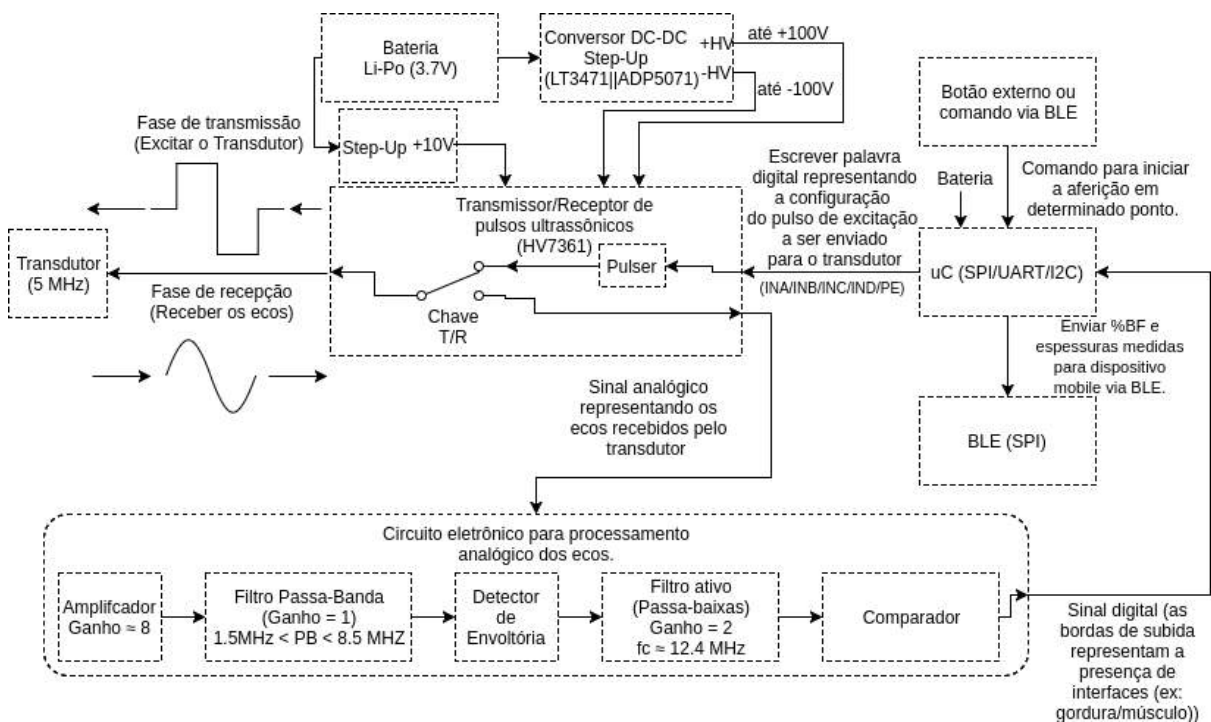


Figura 50 – Proposta de arquitetura final para o *scanner* ultrassônico.

Também é necessário mencionar que, para conceber um produto com grande potencial de mercado, é necessário dar uma atenção especial ao transdutor de ultrassom. A revisão bibliográfica efetuada até o presente momento sinaliza que o componente mais caro é o transdutor. Dessa forma, planeja-se buscar parcerias nacionais, com habilidade no ramo, que possam fabricar os transdutores.

5 Considerações Finais

No presente trabalho, foi apresentada a revisão bibliográfica dos principais conceitos pertinentes à realização do projeto: técnica pulso-eco, reflexão, atenuação, tecnologias semelhantes existentes e os resultados obtidos por estas, que corroboram a utilização do ultrassom para obter a espessura da camada adiposa. Além disso, foi abordada a técnica gráfica de Bland-Altman, que é adequada para análise de concordância entre métodos de medida.

As decisões de projeto tomadas foram justificadas e a topologia de circuito adotada (Figs. 22 e 23) para implementar o protótipo do *scanner* ultrassônico para identificação da camada adiposa foi explicada bloco a bloco.

Os resultados adquiridos utilizando o bloco de acrílico validam o uso do ultrassom para medida de espessura de materiais, uma vez que foram obtidos desvios padrões da média ($0,04 < \sigma \text{ (mm)} < 0,13$) e erros quadráticos médios ($0,08 < \text{EQM (mm)} < 1,43$) satisfatórios.

A partir das análises dos gráficos de Bland-Altman, foi possível constatar que os resultados adquiridos nos testes em humanos apresentaram concordância quando comparados aos resultados obtidos utilizando técnicas mais tradicionais: medição de dobras cutâneas via adipômetro e análise de imagem de ultrassonografia em Modo *B* com o equipamento Logiq 100 PRO. Dessa forma, o circuito desenvolvido para o processamento dos ecos ultrassônicos mostra-se como uma alternativa estatisticamente equivalente aos métodos mencionados.

Finalmente, pode-se afirmar que os objetivos deste trabalho foram alcançados. O protótipo foi elaborado de forma que possa ser embarcado em um sistema portátil (Fig. 50) e o circuito projetado para o processamento analógico dos ecos ultrassônicos apresentou resultados satisfatórios, quando realizada a análise estatística dos mesmos. Dessa forma a partir do trabalho realizado, tem-se um adequado ponto de partida para seguir com a execução do projeto, realizando a confecção da PCB do sistema apresentado na Fig. 50).

5.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, tem-se a confecção da PCB do sistema apresentado na Fig. 50 e a execução de uma bateria de testes na mesma. Pretende-se ainda incorporar à essa PCB a possibilidade de amostrar o sinal com um conversor analógico-digital com alta taxa de amostragem a fim de efetuar a comparação de performance entre uma solução cujo de processamento do sinal do eco é realizado em *software* (com análise do sinal amostrado)

com uma solução cujo processamento é realizado em *hardware*. É importante mencionar que a maioria dos componentes já foram especificados (incluindo o conversor A/D), e a PCB já se encontra em desenvolvimento.

Além disso, deve-se desenvolver o *firmware* do microcontrolador do sistema (para comandar os periféricos do mesmo) e o aplicativo para processamento dos pulsos recebidos (saída do circuito desenvolvido).

Ademais, este manuscrito apresentou conceitos e técnicas as quais podem servir como base para futuros trabalhos envolvendo outras aplicações do ultrassom: controle de qualidade de alimentos (frutas e vegetais, principalmente), e seleção de suínos reprodutores com melhores características comerciais em granjas comerciais, a partir da medição da espessura do toucinho.

Referências

- ALTMAN, D. G.; BLAND, J. M. Measurement in medicine: The analysis of method comparison studies. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)*, [Royal Statistical Society, Wiley], v. 32, n. 3, p. 307–317, 1983. ISSN 00390526, 14679884. Disponível em: <<http://www.jstor.org/stable/2987937>>. Citado na página 40.
- AZHARI, H. *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*. 1. ed. [S.l.: s.n.], 2010. 1–7 p. ISBN 0470465476,9780470465479. Citado 5 vezes nas páginas 26, 27, 33, 35 e 37.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999. PMID: 10501650. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/096228029900800204>>. Citado na página 41.
- BROWN, L. F. Design considerations for piezoelectric polymer ultrasound transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 47, n. 6, p. 1377–1396, Nov 2000. ISSN 0885-3010. Citado na página 35.
- BUSHBERG, J. T. et al. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3rd. ed. [S.l.]: LIPPINCOTT WILLIAMS and WILKINS, 2011. ISBN 9780781780575. Citado 5 vezes nas páginas 29, 30, 35, 36 e 38.
- COSTA, L. F. R. Sistema de automatização do antibiograma por disco-difusão em aplicação clínica e ambiental. *Dissertação (mestrado)—Universidade de Brasília, Faculdade Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2016.*, 2016. Disponível em: <<http://repositorio.unb.br/handle/10482/22126>>. Citado na página 40.
- CRESTANA, S. et al. *Instrumentação agropecuária: contribuições no limiar do novo século. Embrapa-CNPDIA. Brasília: Embrapa-SPI*. 1996. 228–230 p. Disponível em: <<http://www.alice.cnptia.embrapa.br/handle/doc/44588>>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- DESILETS, C. S.; FRASER, J. D.; KINO, G. S. The design of efficient broad-band piezoelectric transducers. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, v. 25, n. 3, p. 115–125, May 1978. ISSN 0018-9537. Citado na página 34.
- FANET, H. *Medical Imaging Based on Magnetic Fields and Ultrasounds*. 1. ed. [S.l.]: Wiley-ISTE, 2014. 3–26 p. (Digital signal and image processing series). ISBN 978-1-84821-502-3,9781118761236,1118761235,9781118761359,1118761359,1848215029. Citado 4 vezes nas páginas 27, 36, 37 e 38.
- FOX, K. R. The influence of physical activity on mental well-being. *Public health nutrition*, Cambridge Univ Press, v. 2, n. 3a, p. 411–418, 1999. Citado na página 21.
- GALLAS, M. R. *Incerteza de Medição*. Instituto de Física - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009. Disponível em: <<http://www.if.ufrgs.br/~marcia/medidas.pdf>>. Citado na página 66.
- GIAVARINA, D. Understanding bland altman analysis. *Biochemia Medica*, Croatian Society of Medical Biochemistry and Laboratory Medicine, v. 25, p. 141–151, 2015. ISSN

1330-0962. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-789X.2007.00311.x>>. Citado na página 40.

GIECHASKIEL, B.; STILIANAKIS, N. I. A note on the comparison of particle number counters. *Measurement Science and Technology*, v. 20, n. 7, p. 077003, 2009. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/20/i=7/a=077003>>. Citado na página 41.

GOSS, S. A.; JOHNSTON, R. L.; DUNN, F. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 64, n. 2, p. 423–457, 1978. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1121/1.382016>>. Citado na página 32.

HAILU, A.; LUNDQVIST, F. Prototype development of an a-mode ultrasound based intrafraction motion management system. 2013. Citado na página 50.

HIRAKATA, V.; CAMEY, S. Análise de concordância entre métodos de bland-altman. *Clinical and Biomedical Research*, v. 29, n. 3, 2010. ISSN 2357-9730. Disponível em: <<http://seer.ufrgs.br/index.php/hcpa/article/view/11727>>. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.

HURRICANE. *A-ultrasound Sensor Measuring Thickness In Hospital*. 2017. <<http://chinaultrasound.com/product/a-ultrasound-sensor-measuring-thickness-in-hospital/>>. Acessado em: 01/06/2017. Citado na página 46.

INC., S. D. *Ultrasonic Testing*. 2017. <<http://www.sdindt.com/Ultrasonic-Testing.html>>. Acessado em: 23/05/2017. Citado na página 27.

INTELAMETRIX. *Bodymetrix - technology*. 2017. Acessado em: 10/04/2017. Disponível em: <<http://intelmetrix.com/FullSite/Technology.html>>. Citado 4 vezes nas páginas 22, 32, 60 e 61.

JONVEAUX, L. A low-cost, arduino-like development kit for single-element ultrasound imaging. *Journal of Open Hardware*, 2017. Disponível em: <<https://openhardware.metajnl.com/articles/10.5334/joh.2/>>. Citado na página 50.

KANE, D. et al. A brief history of musculoskeletal ultrasound: ‘from bats and ships to babies and hips’. *Rheumatology*, v. 43, n. 7, p. 931, 2004. Disponível em: <[+http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/keh004](http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/keh004)>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.

KINSLER, L. E. et al. Fundamentals of acoustics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 72, n. 3, p. 1090–1090, 1982. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1121/1.388211>>. Citado na página 34.

KOPELMAN, P. Health risks associated with overweight and obesity. *Obesity Reviews*, Blackwell Publishing Ltd, v. 8, p. 13–17, 2007. ISSN 1467-789X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-789X.2007.00311.x>>. Citado na página 21.

LOPES, J. A. L.; ALMEIDA, L. C. Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3d. *Monografia (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) 2013*, Universidade de Brasília, 2013. Disponível em: <<http://bdm.unb.br/handle/10483/6902>>. Citado na página 55.

- MASON, W. P. Piezoelectricity, its history and applications. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 70, n. 6, p. 1561–1566, 1981. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1121/1.387221>>. Citado na página 25.
- MD, T. R. M. W. F. A. *Feigenbaum's Echocardiography*. 7ed.. ed. [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 2009. Citado na página 33.
- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. *Op Amp Rectifiers, Peak Detectors and Clamps*. [S.l.], 2011. Citado na página 56.
- MICROELECTRONICS, S. *STEVAL-IME012V1*. 2017. <<http://www.st.com/en/evaluation-tools/steval-ime012v1.html>>. Acessado em: 20/05/2017. Citado na página 46.
- MICROELECTRONICS, S. *STHV749*. 2017. <<http://www.st.com/en/switches-and-multiplexers/sthv749.html>>. Acessado em: 20/05/2017. Citado na página 46.
- MYERS, A.; ROSEN, J. C. Obesity stigmatization and coping: relation to mental health symptoms, body image, and self-esteem. *International journal of obesity*, v. 23, n. 3, p. 221–230, 1999. Citado na página 21.
- NAKAMURA, K. *Ultrasonic transducers: Materials and design for sensors, actuators and medical applications*. 1. ed. [S.l.]: Woodhead Publishing, 2012. (Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials). ISBN 1845699890,9781845699895. Citado na página 35.
- NASCIMENTO, V. M. do et al. *Influence of backing and matching layers in ultrasound transducer performance*. 2003. 86-96 p. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1117/12.479924>>. Citado na página 35.
- NEWMAN, P. G.; ROZYCKI, G. S. {THE} {HISTORY} {OF} {ULTRASOUND}. *Surgical Clinics of North America*, v. 78, n. 2, p. 179 – 195, 1998. ISSN 0039-6109. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S003961090570308X>>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- OLYMPUS. *Thickness Gage Tutorial Material Sound Velocities*. 2017. <<http://www.olympus-ims.com/en/ndt-tutorials/thickness-gage/appendices-velocities/>>. Acessado em: 10/05/2017. Citado na página 48.
- O'NEILL, D. C. et al. Application of a sub-set of skinfold sites for ultrasound measurement of subcutaneous adiposity and percentage body fat estimation in athletes. *Int J Sports Med*, v. 37, p. 359–363, 2016. ISSN 0172-4622. Citado na página 39.
- PENNY TRACI B. FOX, C. H. G. S. M. *Examination Review for Ultrasound: Sonographic Principles and Instrumentation (SPI)*. 1 pap/psc. ed. [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 2011. 32–39 p. ISBN 1608311376,9781608311378. Citado 6 vezes nas páginas 32, 33, 34, 35, 37 e 38.
- PINEAU, J.-C.; FILLIARD, J. R.; BOCQUET, M. Ultrasound techniques applied to body fat measurement in male and female athletes. *Journal of Athletic Training*, 2009. ISSN 1062-6050. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2657029/>>. Citado na página 39.

SCHAUMANN ROLF, X. H.; VALKENBURG, V. *Design of analog filters*. 2. ed. [S.l.]: Oxford University Press, 2009. ISBN 978-0195373943, 0195373944. Citado 2 vezes nas páginas 53 e 57.

SCHOENFELD, B. J. et al. Comparison of amplitude-mode ultrasound versus air displacement plethysmography for assessing body composition changes following participation in a structured weight-loss programme in women. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, p. n/a–n/a, 2016. ISSN 1475-097X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/cpf.12355>>. Citado na página 39.

SMITH, N.; WEBB, A. *Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications*. Cambridge University Press, 2010. (Cambridge Texts in Biomedical Engineering). ISBN 9781139492041. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=jtRjFXyR9J0C>>. Citado na página 29.

SMITH-RYAN, A. E. et al. Reproducibility and validity of a-mode ultrasound for body composition measurement and classification in overweight and obese men and women. *PLoS ONE*, n. 3, p. 1 – 8, 2014. ISSN 19326203. Disponível em: <<http://search-ebscohost-com.ez54.periodicos.capes.gov.br/login.aspx?direct=true&db=aph&AN=95436749&lang=pt-br&site=ehost-live>>. Citado na página 39.

SOCIETY, C. C. Anatomy and physiology of soft tissue. 2017. Acessado em: 30/11/2017. Disponível em: <<http://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/soft-tissue-sarcoma/soft-tissue-sarcoma/the-soft-tissues-of-the-body/?region=on#>>. Citado na página 62.

SUETENS, P. *Fundamentals of Medical Imaging*. 2. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

SZABO, T. L. pdf. *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. [S.l.]: Academic Press, 2004. Citado na página 26.

TEXAS INSTRUMENTS. *Low noise, high slew rate, unity gain stable voltage feedback amplifier*. [S.l.], 2009. Rev. F. Citado na página 52.

THOMAS, G. et al. Low frequency ultrasound ndt of power cable insulation. In: *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1126–1129. ISSN 1091-5281. Citado na página 37.

WAGNER, D. R. Ultrasound as a tool to assess body fat. *Journal of Obesity*, 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1155/2013/280713>>. Citado na página 39.

WEBB, A. *Introduction to Biomedical Imaging*. [S.l.]: Wiley, 2002. (IEEE Press Series on Biomedical Engineering). ISBN 9780471237662. Citado na página 28.

WORTHING, R. T. *Using ultrasound to measure arterial diameter for the development of a wearable blood pressure monitoring device*. Tese (Doutorado) — University of British Columbia, 2016. Disponível em: <<https://open.library.ubc.ca/cIRcle/collections/24/items/1.0320796>>. Citado na página 50.

ZHOU, Q. et al. Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for biomedical applications. *Progress in Materials Science*, v. 66, p. 87 – 111, 2014. ISSN 0079-6425. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079642514000541>>. Citado na página 34.

Anexos

ANEXO A – Código em R para gerar os gráficos de Bland-Altman

```

library(BlandAltmanLeh)
# 5 sites
Volunteer1_Logiq <- c(1.33, 2, 3.5, 4, 1.83)
Volunteer1_Adip <- c(2.73, 4.13, 7.27, 10, 4)/2
Volunteer1_Gord <- c(0.89, 2.22, 3.22, 4.26, 1.9)
Volunteer2_Logiq <- c(1.33, 4.33, 5.33, 5.33, 2.67)
Volunteer2_Adip <- c(3, 6.5, 10.5, 11.17, 5.37)/2
Volunteer2_Gord <- c(1.06, 4.42, 4, 5.44, 3.22)
Volunteer3_Logiq <- c(1, 7.33, 9.33, 7.67, 4.67)
Volunteer3_Adip <- c(2.67, 13.67, 31.33, 20.5, 11.83)/2
Volunteer3_Gord <- c(0.95, 6.57, 9.57, 7.64, 5.56)

# 4 sites
Volunteer4_Logiq <- c(1.67, 8, 13, 7)
Volunteer4_Adip <- c(4, 15.5, 30.33, 17.67)/2
Volunteer4_Gord <- c(2.37, 8.27, 12.67, 6.6)
Volunteer5_Logiq <- c(1.33, 2.33, 7, 2.67)
Volunteer5_Adip <- c(3.67, 4, 14, 5)/2
Volunteer5_Gord <- c(0.92, 3.24, 10.05, 3.37)

# 3 sites
Volunteer6_Logiq <- c(2, 10, 7)
Volunteer6_Adip <- c(5, 21.17, 15)/2
Volunteer6_Gord <- c(2.7, 10.49, 6.93)

df_5sites <- data.frame(Volunteer1_Logiq, Volunteer1_Adip, Volunteer1_Gord,
                        Volunteer2_Logiq, Volunteer2_Adip, Volunteer2_Gord,
                        Volunteer3_Logiq, Volunteer3_Adip, Volunteer3_Gord)
df_4sites <- data.frame(Volunteer4_Logiq, Volunteer4_Adip, Volunteer4_Gord,
                        Volunteer5_Logiq, Volunteer5_Adip, Volunteer5_Gord)
df_3sites <- data.frame(Volunteer6_Logiq, Volunteer6_Adip, Volunteer6_Gord)

data_tot <- c(df_5sites, df_4sites, df_3sites)

name_list <- c(names(data_tot))

Logiq_data <- grep('_Logiq', name_list, value=TRUE)
Adip_data <- grep('_Adip', name_list, value=TRUE)
Gord_data <- grep('_Gord', name_list, value=TRUE)

NORMALITY_TH = 0.05

for (names in Gord_data) {
  BAsstatsLogiq <- bland.altman.stats(
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Logiq", sep = "")]],
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Gord", sep = "")]])
  shapiroArray = BAsstatsLogiq$diffs
  pVal = shapiro.test(shapiroArray)
  if (pVal$p.value >= NORMALITY_TH) {

```



```

    print(paste("(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> ", names, " ", pVal$p.value))
  } else {
    print(paste("(Logiq 100 PRO) NON-NORMAL DATA -> ", names, " ", pVal$p.value))
  }
  BStatsAdip <- bland.altman.stats(
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Adip", sep = "")]],
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Gord", sep = "")]])
  shapiroArray = BStatsAdip$diffs
  pVal = shapiro.test(shapiroArray)
  if (pVal$p.value >= NORMALITY_TH) {
    print(paste("(Adipometer) NORMAL DATA -> ", names, " ", pVal$p.value))
  } else {
    print(paste("(Adipometer) NON-NORMAL DATA -> ", names, " ", pVal$p.value))
  }
}

## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer1_Gord 0.341431786664512"
## [1] "(Adipometer) NORMAL DATA -> Volunteer1_Gord 0.886698537597554"
## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer2_Gord 0.359901447758468"
## [1] "(Adipometer) NORMAL DATA -> Volunteer2_Gord 0.984400113825105"
## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer3_Gord 0.826299590320737"
## [1] "(Adipometer) NON-NORMAL DATA -> Volunteer3_Gord 0.0427634251485256"
## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer4_Gord 0.411407188275467"
## [1] "(Adipometer) NORMAL DATA -> Volunteer4_Gord 0.0861651462898204"
## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer5_Gord 0.583163206376346"
## [1] "(Adipometer) NORMAL DATA -> Volunteer5_Gord 0.897723739082534"
## [1] "(Logiq 100 PRO) NORMAL DATA -> Volunteer6_Gord 0.509844810046819"
## [1] "(Adipometer) NORMAL DATA -> Volunteer6_Gord 0.743784060370012"

for (names in Gord_data) {
  imgPathLogiq <- file.path("figures", paste("blandAltman", "_", "LogiqVsGord", "_",
    strsplit(names, "_")[[1]][1], ".png", sep = ""))
  img_pathAdip <- file.path("figures", paste("blandAltman", "_", "AdipVsGord", "_",
    strsplit(names, "_")[[1]][1], ".png", sep = ""))

  png(file=imgPathLogiq)
  bland.altman.plot(data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Logiq", sep = "")]],
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Gord", sep = "")]],
    main="Bland-Altman Plot",
    xlab="Mdias (mm)", ylab="Diferenas (mm)")

  dev.off()

  png(file=img_pathAdip)
  bland.altman.plot(data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Adip", sep = "")]],
    data_tot[[paste(strsplit(names, "_")[[1]][1], "_Gord", sep = "")]],
    main="Bland-Altman Plot",
    xlab="Mdias (mm)", ylab="Diferenas (mm)")

  dev.off()
}

```